

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Avaliação de Próteses Transfemorais

Catarina Vitória Pires Domingues

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Gabriel Mendes

setembro de 2016

A Dissertação intitulada

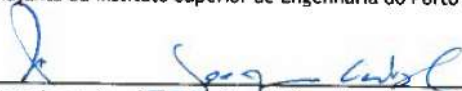
“Avaliação de Próteses Transfemorais”

foi aprovada em provas realizadas em 13-10-2016

o júri


Presidente Prof. Doutor Jorge Alves da Silva
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Informática da FEUP - U.Porto


Prof.^a Doutora Maria Arcelina Marques
Professora Adjunta da Instituto Superior de Engenharia do Porto do Instituto Politécnico do Porto


Prof. Doutor Joaquim Gabriel Magalhães Mendes
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP - U. Porto

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.


Autor - Catarina Vitória Pires Domingues

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

“A ciência consiste em substituir o saber que parecia seguro por uma teoria, ou seja, por algo problemático.”, José Ortega y Gasset

Resumo

O elevado número de amputações de membros inferiores verificado a nível mundial e a consequente afetação da qualidade de vida dessas pessoas, pelas limitações físicas e pelo peso emocional colocados na perda de funcionalidade e mudança da estrutura do corpo, aliados à incapacidade de uso prolongado da prótese, são os ingredientes promotores deste projeto.

Conceitos teóricos como amputação e prótese serão abordados de modo a facilitar a compreensão do estudo em causa, dando principal enfoque às próteses de membros inferiores e entrando ao detalhe nas próteses transfemorais, procurando-se chegar a uma fundamentação teórica adequada que possibilite o desenvolvimento do sistema. Como tal, torna-se relevante ter a perceção de todo o processo envolvido nas próteses transfemorais, isto é, os componentes que as constituem, os diferentes tipos de estrutura e de encaixe e os sistemas de suspensão associados, para a promoção do conforto.

Depois de percebido todo o processo envolvido no fabrico de uma prótese transfemoral, é notória a carência de intervenção da tecnologia no processo de ajuste do elo de ligação da prótese com o coto, o encaixe.

O objetivo principal deste projeto é combater a problemática do desconforto e da fraca capacidade de reabilitação do encaixe nas próteses transfemorais. Para isso foi desenvolvido um sistema de sensores, capazes de monitorizar o interior do encaixe da prótese, no que diz respeito à pressão (força exercida pelo encaixe no coto e pressão barométrica na zona inferior), humidade e temperatura, apresentando-se este uma das possíveis chaves do problema da má adaptação do amputado à prótese.

Para o desenvolvimento do sistema recorreu-se a uma placa de aquisição de dados, a Arduino Mega 2560 (permite recolher e registar valores das variáveis em estudo), ligado a um sensor Bosch BME280, que era sensível à pressão, humidade e temperatura, a um acelerómetro, que indicava a aceleração do sujeito e o ângulo feito pelo tubo duplo, o componente protésico ao nível do tornozelo e a dez FlexiForce A201, para medirem a força exercida pelo encaixe protésico no coto. A colocação dos sensores, especialmente dos de força, foi segundo a literatura e a opinião dos profissionais de saúde.

Os dados obtidos foram registados e guardados num formato de ficheiro .txt, num cartão micro SD e para que isto fosse possível foi necessário recorrer a um *shield*, no caso, um *ethernet shield*. No cartão micro SD encontrava-se guardada uma interface para o utilizador, uma aplicação que se desenvolveu em Windows Forms, que permite abrir o ficheiro de texto, colocando os dados automaticamente numa tabela e que traça automaticamente os gráficos da evolução dos valores das variáveis em causa, ao longo do tempo.

Ao longo do projeto realizaram-se três ensaios e foi após a realização dos mesmos que se adaptou completamente o programa criado para a recolha de dados, passando o sistema a medir corretamente todas as variáveis, revelando-se a monitorização simultânea das variáveis uma mais valia.

Através dos dados obtidos e, após análise dos mesmos foi possível perceber o estado de adequabilidade da prótese transfemoral e concluir sobre as fases da marcha de um amputado.

Todas as variáveis se revelaram interdependentes, pois os comportamentos de umas, ajuda a corroborar teorias inerentes à análise de outras. Assim sendo, torna-se mais fácil avaliar a qualidade e o estado de adequabilidade de uma prótese transfemoral, ao coto.

Para aprimorar o trabalho desenvolvido, para além da associação de outras técnicas de medição da aceleração e dos ângulos, durante o movimento do sujeito, seria também interessante a monitorização dos dados em tempo real, para se poder inferir com mais confiança sobre os períodos da marcha associados. Para além disto, seria ainda benéfico, associar a Termografia para comparar com os valores da Força, obtidos pelos Flexiforce A201.

Abstract

The high number of lower limb amputations found worldwide and consequent affectation of the quality of life of these people, by the physical limitations and the emotional weight placed on the loss of functionality and change of body's structure, combined with the incapability of prolonged use of the prosthesis, are the promoter's ingredients of this project.

Theoretical concepts such as amputation and prosthesis will be addressed in order to facilitate the comprehension of the study concerned, giving primary focus to prosthetic lower limbs and entering to detail with the transfemoral prosthesis, seeking to reach an appropriate theoretical framework that enables the development of the system. As such, it is important to have the perception of the whole process involved in transfemoral prosthesis, i.e. the components that constitute them, the different types of structure and socket and associated suspension systems, for the promotion of comfort.

After it was realized the whole process involved in the manufacture of a transfemoral prosthesis it is notorious the lack of intervention of the technology in the adjustment process of the link between the prosthesis and the stump, the socket.

The main goal of this project is to avoid the problem of discomfort and weak capability of rehabilitation of the socket, in transfemoral prosthesis. For this, was developed a sensors' system, capable of monitoring the inside of the prosthetic socket, with respect to the pressure (force exerted by engaging the stump and barometric pressure at the bottom), relative moisture and temperature, presenting this one as one of the possible keys to the problem of poor adaptation of the amputee to the prosthesis.

For the system's development was used a data acquisition board, the Arduino Mega 2560 (for gathering and recording values of the under study variables), connected to a Bosch BME280 sensor, sensitive to the pressure, humidity and temperature, to an accelerometer, that returns the acceleration of the subject and the angle made by the double pipe, the prosthetic component at the level of the ankle and to ten-FlexiForce A201, to measure the force exerted by the prosthetic socket in the stump. The placement of sensors, especially of the force, was according to the literature and the opinion of health professionals.

The data were recorded and stored in a .txt file format, inside a micro SD card and, to make this possible, it was necessary to use a shield, in this case, an Ethernet shield. At the micro SD card was saved a user's interface, an app that was developed in Windows Forms, which allows you to open the text file, placing the data automatically in a table and that automatically draws the graphs of the evolution of the values of variables in question, over time.

Throughout the project were carried out three trials and it was after their realization that the code created program for the collection of the data was completely adapted, to the system properly measure all the variables, revealing the simultaneous variable's monitoring to be an asset.

Through the obtained data and after their analysis it was possible to realize the suitability state of the transfemoral prosthesis and to conclude about the amputee's gait stages.

All of the variables revealed to be interdependent, because the behavior of some of them, helped to corroborate theories relating to the analysis of others. Therefore, it becomes easier to evaluate the quality and the suitability state of a transfemoral prosthesis to the stump.

To improve the developed work, in addition to the association of another acceleration and angles measurement techniques, during the movement of the subject, it would be interesting to monitor the data on real-time, to be able to infer with more power about the associated gait's periods.

Agradecimentos

Sou grata a muitas pessoas que contribuíram durante todo o decurso do meu projeto de investigação para a obtenção do grau de Mestre. Agradeço a cada um a sua participação na conclusão deste projeto e da minha dissertação.

Agradeço ao professor Joaquim Gabriel pela sua disponibilidade, orientação, inteção e estímulo.

Gostaria de expressar a minha sincera gratidão aos profissionais ortoprotésicos do CRPG, especialmente à Dr.^a Isabel e ao técnico Sousa, pela extrema amabilidade, ajuda e incentivo prestados, assim como à Direção da Instituição por autorizar a realização dos ensaios.

Agradeço também aos meus colegas e investigadores do laboratório de Controlo Automático, do DEMec da FEUP, onde fiz os meus experimentos e investigação, pelas preciosas sugestões e pela recetividade e incentivo, assim como ao Eng. Pedro Alves do departamento de Engenharia Eletrotécnica, pela disponibilidade manifestada e pelas orientações dadas.

Toda esta tese foi uma experiência desafiadora para mim e foi realizada com a contribuição de muitas pessoas.

Agradeço à FEUP por me fornecer o material necessário e as infraestruturas adequadas para o desenvolvimento e concretização do meu projeto de dissertação.

Finalmente, eu gostaria de aproveitar esta oportunidade para reconhecer os meus amigos e outras pessoas, que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho e do meu Mestrado na FEUP.

Mais importante, agradeço às minhas famílias e amigos pelo seu afeto e pelo forte apoio durante todo este tempo.

Índice

Resumo.....	i
Abstract.....	iii
Agradecimentos	v
Índice.....	vii
Lista de figuras	ix
Lista de tabelas.....	xiii
Abreviaturas e Acrónimos.....	xv
Capítulo 1.....	1
Introdução.....	1
1.1 - Amputação	1
1.2 - Objetivos do projeto e solução proposta	4
1.3 - Apresentação da dissertação	5
Capítulo 2.....	7
Revisão Bibliográfica	7
2.1 - Planos corporais de referência e marcha humana	7
2.2 - Prótese transfemoral.....	10
2.3 - Conceção da prótese transfemoral	16
2.4 - Tecnologia em próteses	21
2.5 - Conclusão da Revisão Bibliográfica	29
Capítulo 3.....	31
Materiais e Métodos.....	31
3.1 - Hardware	31
3.2 - Caracterização dos sensores	32
3.2 - Colocação dos sensores	39
3.3 - Requisitos de alimentação	41

3.4 - Programação.....	42
3.5 - Interface para o utilizador	48
Capítulo 4	53
Análise dos Resultados.....	53
4.1 - Procedimentos	53
4.2 - Condições da aquisição de dados	54
4.3 - Resultados obtidos.....	56
4.4 - Conclusões	70
Capítulo 5	71
Conclusões e Trabalhos Futuros	71
5.1 - Conclusões	71
5.2 - Perspetivas futuras	73
Anexos	75
Anexo 1 - Código do Programa do Sistema de Avaliação de Próteses Transfemorais, desenvolvido no IDE Arduino	75
Anexo 2 - Windows <i>Form</i> da Interface da Aplicação, desenvolvida em Visual C#	90
Anexo 3 - Consentimento Informado do Paciente para realização dos Ensaios	100
Anexo 4 - Documento Informativo sobre o Estudo fornecido ao paciente (1/2)	101
Anexo 4 - Documento Informativo sobre o Estudo fornecido ao paciente (2/2)	102
Referências.....	103

Lista de figuras

Figura 1.1 - Níveis de amputação do membro inferior e percentagem do membro preservada. Por exemplo, numa amputação transfemoral longa é preservado até 60% do fémur.	2
Figura 1.2 - Hiperplasia verrucosa, desenvolvida após choke syndrome que é causada por um encaixe proximal apertado que prejudica o retorno venoso e ocorre uma falta de contacto total entre o membro residual e o encaixe da prótese [19].	4
Figura 1.3 - Erosão superficial causada pela fricção mecânica, num amputado transfemoral do sexo feminino de 50 anos de idade [17].	4
Figura 2.4 - Posição anatómica a que são relativos os termos usados para descrever relações entre partes do corpo, com os três planos de referência e as seis direções fundamentais [23].	8
Figura 2.5 - Esquema representativo do ciclo da marcha “normal” (intervalo de tempo ou sequência de movimentos que ocorrem entre dois contatos iniciais consecutivos do mesmo pé), adaptado de [82].	9
Figura 2.6 - Mudanças no Centro de Massa de um amputado [81].	10
Figura 2.7 - Componentes de uma prótese transfemoral.	11
Figura 2.8 - Existem duas construções alternativas para as próteses transfemorais. A - prótese transfemoral endoesquelética; B - prótese transfemoral exoesquelética [27].	11
Figura 2.9 - Encaixes quadrilateral (a) e de contenção isquiática (b) para próteses transfemorais [32].	13
Figura 2.10 - Esquema de montagem do sistema de suspensão por pino [37].	14
Figura 2.11 - Diferentes tipos de <i>Liners</i> . (a) <i>Liner</i> transfemoral Iceross® <i>Seal-In</i> X5. Possui cinco membranas integradas que ajudam a proporcionar uma suspensão confortável e segura. (b) <i>Liner</i> transfemoral Iceross® <i>Seal-In</i> . Oferece segurança e liberdade de movimento para amputados com grau de atividade baixo ou extremamente elevado, pois tem um têxtil com uma boa adesão e permite alongamento radial e uma elasticidade confortável. (c) <i>Liner</i> Iceross® <i>Seal-In</i> X TF. É mais fino, mais resistente e mais longo que os outros <i>liners</i> da marca e possui uma membrana móvel para ajuste personalizado. (d) <i>Liner</i> Iceross® <i>Transfemoral Locking</i> . É um <i>liner</i> de suspensão, para colocar um pino, que foi projetado para fornecer o máximo controlo e estabilidade aos amputados transfemorais [83].	15
Figura 2.12 - Esquema explicativo da confecção de uma prótese transfemoral.	18
Figura 2.13 - Prótese transfemoral exoesquelética (perna direita); prótese transtibial exoesquelética (perna esquerda) [84].	19
Figura 2.14 - Prótese transfemoral fabricada em termoplástico, reforçada com fibra de carbono, joelho em titânio, adaptadores em aço, pé em fibra de carbono e válvula de suspensão [85].	20

Figura 2.15 - Prótese transfemoral montada com articulação do joelho e pé protético <i>Aqualine</i> [86].	21
Figura 2.16 - F-Socket™ System em uso (esquerda) e o respetivo software (direita) [51].	23
Figura 2.17 - Colocação das fitas de sensores do Rincoe SFS dentro do encaixe da prótese [54].	24
Figura 2.18 - <i>Pliance®-RLS System</i> em uso na prótese transfemoral (à esquerda) e sensores do sistema (à direita) [87].	24
Figura 2.19 - Visão expandida da fibra FBG [57].	25
Figura 2.20 - Esquema do sistema de encaixe multifuncional otimizado para maior conforto com tecnologias avançadas (SOCAT) [58].	26
Figura 2.21 - Sensor Tactilus®, eletrónica e software [61].	27
Figura 2.22 - Padrão térmico aquando da visão traseira do coto de um amputado, após 10 minutos a caminhar com a prótese colocada [63].	28
Figura 3.23 - Esquema de funcionamento do sistema construído. Os sensores são ligados à placa de aquisição de dados, a Arduino, na qual se encontra um shield para o cartão micro SD, no qual vão ser registados os resultados das medições e que vai servir para colocar no PC, para que se possa abrir o ficheiro *.txt na aplicação de interface para o utilizador.	31
Figura 3.24 - Sensores ADXL345 e BME280 a atuar como <i>Slaves</i> de um Arduino Master.	32
Figura 3.25 - Referencial Cartesiano que serve de referência para as medições do acelerómetro.	34
Figura 3.26 - Circuito elétrico, por partes, da <i>breakout board</i> onde se encontra inserido o módulo sensor Bosch BME280 [72]. Inseriu-se o módulo sensor neste circuito para que fosse possível não só o uso do módulo, como também para se fazer uma filtragem do sinal proveniente do mesmo.	35
Figura 3.27 - Sensor FlexiForce® modelo A201 [75].	37
Figura 3.28 - Constituição do sensor FlexiForce A201 [88].	37
Figura 3.29 - Gráfico que demonstra as características de resposta do sensor FlexiForce® A201; Força vs. Resistência e Força vs. Condutância(1/R) [75].	38
Figura 3.30 - Adaptador Phidgets para os Sensores FlexiForce A201 [76].	39
Figura 3.31 - Distribuição da pressão no encaixe protésico avaliada por Termografia [63].	39
Figura 3.32 - Apoio do fémur no encaixe de contenção isquiática.	40
Figura 3.33 - Acelerómetro ADXL345 colocado no exterior do tubo duplo (componente protésico).	41
Figura 3.34 - Alimentação do Arduino através de uma fonte externa, bateria de 9V, pela entrada jack.	41
Figura 3.35 - Diagrama de Fluxo do software do sistema.	43
Figura 3.36 - Trecho do código fonte do sistema, onde se incluem as bibliotecas necessárias à comunicação do Arduino com os sensores e onde se definem os endereços para cada um dos sensores ligados em I2C.	44
Figura 3.37 - Parte do código fonte onde se inicializa o cartão SD e se abre o ficheiro de teste para verificar o funcionamento do mesmo.	45
Figura 3.38 - Trecho de código onde se verifica se existe no cartão SD algum ficheiro para escrita dos valores dos sensores (valores.txt), de alguma anterior utilização do sistema e, caso exista, é removido, para que posteriormente se possa abrir um novo, com o mesmo nome.	45

Figura 3.39 - Código onde se abre o ficheiro “valores.txt” para definir e escrever nele o cabeçalho, por forma que nas linhas abaixo só se escrevam números/valores provenientes d e seja fácil abrir o ficheiro “.txt” e colocar os dados em tabelas.	46
Figura 3.40 - Trechos de código onde se abre o ficheiro que irá conter os valores das variáveis em estudo (valores.txt) e escrita destes valores no mesmo.	47
Figura 3.41 - Exposição da síntese do cabeçalho do ficheiro "valores.txt", o estilo de ficheiro que vai constituir uma entrada na aplicação para interface para o utilizador. Nas linhas a seguir ao cabeçalho, substituem-se os nomes das variáveis pelos respetivos valores medidos. Não obstante, todas as linhas têm a mesma estrutura que esta.....	48
Figura 3.42 - Janela principal/Ecrã Inicial da Interface do Utilizador. Permite que o utilizador escolha o ficheiro ".txt" que pretende analisar e a aplicação irá automaticamente abrir os dados e colocá-los em tabela, na janela superior interior.	49
Figura 3.43 - Aparência do ecrã após escolhido e aberto o ficheiro *.txt. Os dados já estão inseridos na tabela e prontos para se traçar o gráfico das diferentes variáveis em relação ao Tempo.	50
Figura 3.44 - Aparência do ecrã após duplo-clique numa célula que contenha um valor medido. Com o duplo clique é traçado, na janela inferior do ecrã, o gráfico da variável que está contida na coluna correspondente à célula clicada, relativamente ao Tempo.....	50
Figura 3.45 - Aparência do ecrã da interface do utilizador quando se passa o cursor do rato por cima de algum dado marcado no gráfico. O valor que a variável toma no ponto sobre o qual está o rato, é mostrado no meio do ecrã, à frente de onde diz “Valor selecionado:”.....	51
Figura 4.46 - Protótipo do sistema de Avaliação de Próteses Transfemorais, durante a sua utilização.	54
Figura 4.47 - Gráfico que representa os valores da Temperatura em diversos instantes do terceiro ensaio.	57
Figura 4.48 - Colocação do sensor de Temperatura, Pressão e Humidade (Bosch BME280) no coto do paciente, dentro da interface de silicone. Podemos observar a colocação, ainda que inadequada, porém considerada pelo paciente necessária, do algodão dentro da interface, para compensar a falta de contacto existente entre a extremidade do membro amputado e a interface em silicone.....	59
Figura 4.49 - Representação gráfica dos valores da Humidade Relativa em diversos instantes do primeiro ensaio.	60
Figura 4.50 - Gráfico que representa os valores da Pressão em diversos instantes do primeiro ensaio.	61
Figura 4.51 - Revestimento estético da prótese, espuma, bastante danificada e não muito higienizada.Figura 4.50 - Gráfico que representa os valores da Pressão em diversos instantes do primeiro ensaio.....	61
Figura 4.51 - Revestimento estético da prótese, espuma, bastante danificada e não muito higienizada.	62
Figura 4.52 - Gráfico que representa os valores da Aceleração, segundo os eixos x, y e z, em diversos instantes do segundo ensaio.....	64
Figura 4.53 - Gráfico que representa os valores das diversas Forças provocadas pelo encaixe protésico no coto, em diversos instantes do segundo ensaio.	65
Figura 4.54 - Deformação observada na perna que o amputado possui integralmente, devido à sobrecarga da mesma quando caminha, por falta de uso da prótese. O amputado apenas coloca a prótese para as sessões de fisioterapia.	66

Figura 4.55 - Gráfico que representa os valores da Aceleração, segundo os eixos x, y e z, em diversos instantes do terceiro ensaio.....	67
Figura 4.56 - Gráfico que representa os valores das diversas Forças provocadas pelo encaixe protésico no coto, em diversos instantes do terceiro ensaio.	68
Figura 4.57 - Output esperado para a marcha de um amputado transfemoral, quando se analisa o ângulo de rotação relativamente ao eixo x, perpendicular ao sentido da marcha. Consideraram-se os -10° devido à ligeira lateralidade que o amputado apresenta aquando da retirada do pé protésico do chão, para fazer a mudança do peso do corpo.	69
Figura 4.58 - Output esperado para a marcha de um amputado transfemoral, quando se analisa o ângulo de rotação relativamente ao eixo y, horizontal e paralelo ao sentido da marcha.	70

Lista de tabelas

Tabela 3.1 - Caraterísticas do acelerómetro ADXL345.	34
Tabela 3.2 - Caraterísticas do Módulo Sensor Bosch BME280.	35
Tabela 3.3 - Caraterísticas do sensor FlexiForce A201.	36
Tabela 3.4 - Pressão pico média (fase de apoio e balanço) em kPa para as quatro grandes regiões do membro residual [76].	40

Abreviaturas e Acrónimos

Lista de abreviaturas e acrónimos

CAT-CAM	Contoured Adducted Trochanteric Controlled Alignment Method
CM	Centro de Massa
CoF	Center of Force
CoP	Centre of Pressure
FBG	Fiber Bragg Grating
FSR	Force-Sensing Resistor
ML	Medial-Lateral
NS/NA	Normal Shape/Normal Alignment
SOCAT	Socket Optimized for Comfort with Advanced Technologies
TES	Total Elastic Suspension
SDA	Serial Data
SCL	Serial Clock

Capítulo 1

Introdução

A marcha humana é extremamente importante para a locomoção do ser-humano, no entanto, a sua relevância só é detetada em determinadas situações como: nos primeiros anos de vida do Homem (quando este se encontra a aprender a andar), quando sofre uma lesão grave (havendo a necessidade de amputação) e na velhice (devido à perda de massa muscular e óssea, perde capacidade motora de locomoção, que tinha anteriormente).

Atualmente, segundo a Organização Mundial de Saúde, um bilião de pessoas no mundo, cerca de 15% da população mundial, tem alguma deficiência grave o suficiente para limitar a sua participação na família, na sociedade e na vida política [1]. Esta realidade implica um constante desenvolvimento de soluções protésicas, médicas ou terapêuticas, por parte da comunidade científica, para melhorar a qualidade de vida das pessoas com dificuldade na locomoção diária.

Neste capítulo pretende-se fazer uma contextualização da problemática que irá ser abordada ao longo deste projeto, incidindo este no desconforto e fraca capacidade de reabilitação do encaixe nas próteses transfemorais.

1.1 - Amputação

Amputação é a perda ou a remoção de um membro, a fim de evitar danos mais graves para o paciente, que resulta de causas médicas (*diabetes mellitus* ou trombozes), cirúrgicas (trauma acidental ou amputação intencional ou relacionada com combates) ou psiquiátricas (p.e. abuso de substâncias ou distúrbios de caráter) [2]. O nível de amputação, assim como a percentagem da estrutura óssea a amputar (ver Figura 1.1 para o caso dos membros inferiores), são definidos consoante a situação clínica do paciente, fundamentando-se a escolha na eliminação do tecido necrótico e consequente dor, eliminação do foco infeccioso e a obtenção de um coto funcional [3].

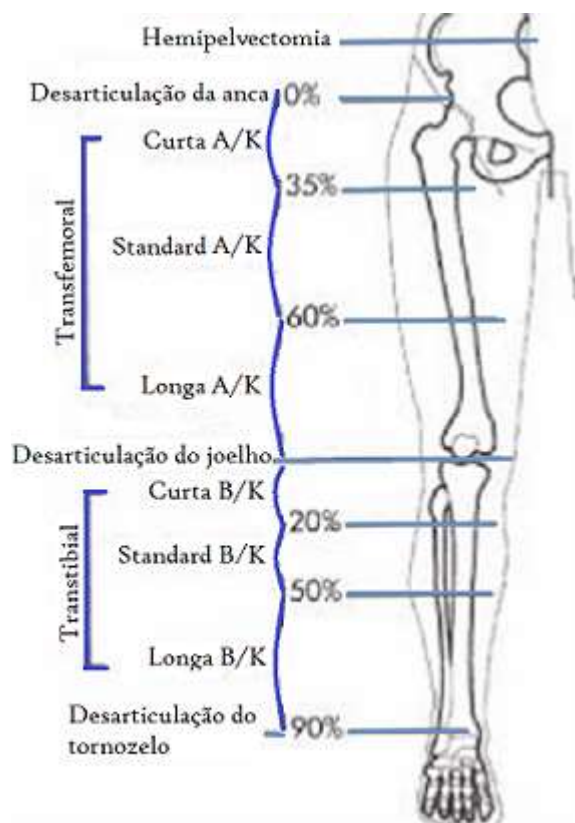


Figura 1.1 - Níveis de amputação do membro inferior e percentagem do membro preservada. Por exemplo, numa amputação transfemoral longa é preservado até 60% do fémur.

Dada a importância das articulações, a amputação deve ser realizada o mais distante possível destas, entre outros motivos, para facilitar a colocação e remoção da prótese e diminuir o gasto energético durante a marcha.

As amputações de membros inferiores acontecem tanto por motivo de doença quanto traumáticas e apresentam um desafio para o restabelecimento da atividade normal. A qualidade de vida de pessoas com amputações maiores¹ é afetada quer pelas limitações físicas, quer pelo estado emocional devido à perda de funcionalidade e mudança na estrutura do corpo.

O número de pacientes amputados em membros inferiores por doença arterial periférica, a causa mais incidente de amputação de membros inferiores, é elevado, sendo a população idosa a mais afetada [4].

Dados da Administração Central do Sistema de Saúde, relativos à incidência das amputações em Portugal, revelam que só em 2011, foram executadas 1 456 amputações de membros inferiores, sendo que 670 delas foram maiores e apenas motivadas pela *diabetes mellitus* [5].

No que concerne à Europa, a título de exemplo, na Alemanha, estudos indicam que só em 2006 foram realizadas 62 880 amputações de membros inferiores [6].

Olhando para a Península Ibérica, em Espanha, entre 2001 e 2008 foram executadas 90 064 amputações não traumáticas, sendo que 46 536 foram amputações maiores [7]. Só na comunidade autónoma de Andaluzia, segundo estudos estatísticos efetuados no Hospital Universitário

¹ “aquelas em que ocorre amputação da parte proximal do pé, perna (abaixo do joelho), coxa (acima do joelho) e desarticulação do quadril”, [80].

Carlos Haya em Málaga, sabe-se que foram executadas 16 210 amputações de membros inferiores, em pessoas com 30 ou mais anos [8]. Deste número, pelo menos 9 028 foram amputações maiores [8].

Em Itália, entre 2001 e 2010, um número médio de 11 639 indivíduos foram sujeitos a amputação de membros inferiores, uma taxa de 20,4 por 100 000 habitantes [9].

Relativamente à América, no Rio de Janeiro, Brasil, no espaço de dez anos (1990-2000) foram realizadas 5 539 amputações maiores (amputação da parte proximal do pé, perna, coxa e desarticulação do quadril), devido a seis etiologias distintas: 2 853 casos de doença arterial periférica (51,5%), 2 170 de *diabetes mellitus* (39,2%), 314 traumas (5,6%), 93 casos de osteomielite (1,7%), 66 casos de gangrena (1,2%) e 43 casos de neoplasia ou tumores (0,8%) [10].

Segundo dados do *Healthcare Cost and Utilization Project, Nationwide Inpatient Sample* (HCUPNIS), nos Estados Unidos, entre 1988 e 1996 revelaram-se necessárias 1 199 111 amputações de todos os níveis, uma média de 133 235 amputações por ano [11].

Estes dados revelam o avassalador número de amputações de membros inferiores e, consequentemente, a elevada necessidade de intervenção junto destes indivíduos.

Apesar dos avanços da medicina e da ênfase dada à prevenção de doenças, as amputações continuam a ter um grande nível de incidência no mundo e há previsão de que, em 2050, esse índice alcance 3,6 milhões de pessoas só nos Estados Unidos [12].

Como a falta de um membro inferior incapacita sobremaneira o amputado em diversas atividades, por dificultar o próprio deslocamento, para compensar estas perdas foram/são desenvolvidos diversos tipos de próteses, pois acredita-se que a melhor solução para a problemática da amputação de um membro inferior seja o uso de prótese. Porém, nem todos se sentem bem em usá-las, talvez porque não se consiga encontrar uma prótese perfeitamente ajustada ao seu corpo.

1.1.1 - Amputação transfemoral

A amputação transfemoral é um dos procedimentos de amputação mais frequentemente realizados [13]. Este resulta na perda de duas grandes articulações dos membros inferiores: o tornozelo e o joelho [14].

A amputação de uma perna acima do joelho, afetando o fémur, requer uma prótese transfemoral para que o paciente possa locomover-se [15].

Ainda que na indústria protética se tenham notado avanços significativos ao longo dos últimos 40 anos, a dor ainda é um apanágio comum em muitos indivíduos que sofreram amputação de algum membro inferior. Nos amputados de membros inferiores a dor pode ter origem em diversas áreas e estruturas, incluindo ossos, músculos, nervos, vasos sanguíneos e pele [16].

Os protésicos têm tentado minimizar essa dor com todos os meios disponíveis, no entanto, esse esforço tem sido insuficiente, ainda que consigam uma melhoria sintomática, continuam a ser necessárias intervenções cirúrgicas para que o paciente possa aumentar a sua capacidade de usar alguma prótese [16]. São frequentes os edemas, dermatites e outras feridas, oriundas do contacto entre a prótese e o encaixe [17].

A pele do coto (porção da perna reservada após amputação) de um amputado transfemoral, tal como dos amputados de membros inferiores em geral, é propensa ao desenvolvimento de problemas dermatológicos, porque está exposta a condições não naturais aquando do uso da prótese. Essas condições podem ser forças de cisalhamento e stress, aumento da humidade, o contacto prolongado aos compostos químicos do encaixe, entre outras [18].

A hiperplasia verrucosa, mostrada na Figura 1.2, é um exemplo de complicação associada à má condição da prótese no que concerne ao ajuste do encaixe no coto. Desenvolvendo-se após a *choke syndrome*, que é causada por um encaixe proximal demasiado apertado que prejudica o retorno venoso e ocorre uma falta de contacto total entre o coto e o encaixe da prótese [19].

Uma outra complicação que pode advir do inadequado ajuste do encaixe da prótese ao membro residual é a erosão superficial, que é provocada pela fricção mecânica (Figura 1.3).



Figura 1.2 - Hiperplasia verrucosa, desenvolvida após choke syndrome que é causada por um encaixe proximal apertado que prejudica o retorno venoso e ocorre uma falta de contacto total entre o membro residual e o encaixe da prótese [19].



Figura 1.3 - Erosão superficial causada pela fricção mecânica, num amputado transfemoral do sexo feminino de 50 anos de idade [17].

Nenhuma amputação é de "fácil" adaptação, mas a transfemoral certamente oferece mais desafios do que amputações na pantorrilha (transtibiais) ou no pé. Estudos mostram que quanto maior o nível de amputação, maior é a quantidade de energia necessária para a locomoção [13].

No que concerne à adaptação adequada da prótese ao membro residual, nota-se pela quantidade de pessoas que reportam desconforto durante o uso da prótese, que a monitorização das condições no interior do encaixe, no ambiente em que o coto se encontra inserido quando se serve da prótese, é um assunto que carece desenvolvimento [20]. Visando o aprimoramento da prótese para que seja possível uma eficaz reabilitação, é importante dotar os profissionais que nela intervêm de ferramentas que lhe permitam perceber as condições da mesma, principalmente no que concerne ao encaixe, o elo de ligação com o coto. Assim sendo, o acesso a valores de pressão, temperatura e humidade no mesmo, passível de conseguir através de sensores, será uma preciosa ajuda para maximizar a ação da prótese, melhorando deste modo a saúde e o conforto do paciente.

A prótese ocupa, sem dúvida, um papel de destaque na saúde e, consequentemente na qualidade de vida do indivíduo amputado. Estudos indicam que quanto maior for a adaptação ao uso da prótese, maior será a liberdade para realizar, em segurança, atividades do quotidiano em casa e participar em eventos sociais [21].

1.2 - Objetivos do projeto e solução proposta

Para um amputado transfemoral, o ajuste bem-sucedido e a utilização a longo prazo de uma prótese são difíceis de prever [22].

Aquando da realização de inquéritos de satisfação aos pacientes, facilmente se percebe que o calor/transpiração no encaixe protético, as feridas/irritações na pele do coto e a incapacidade de andar em bosques ou terrenos acidentados, são três dos grandes problemas reportados, que levam à redução da qualidade de vida.

Foi a partir desta problemática e do elevado número de amputações executadas em diversos países e continentes que surgiu a motivação para a realização do projeto descrito nesta dissertação. Este projeto pretende contribuir para a resolução de problemas associados às lacunas existentes na monitorização das condições da interface coto-encaixe da prótese, para que se consiga um encaixe adequado. E com isto promover uma vida com qualidade ao amputado, por forma a poder dispensar em algum momento a cadeira de rodas (outra alternativa que promove a deslocação do amputado).

Os utilizadores de próteses sabem da importância de um encaixe do membro residual confortável e do controlo da prótese. Para o amputado viver independentemente e disfrutar de um estilo de vida ativo é essencial que este tenha o máximo de liberdade de movimento e um alto nível de funcionalidade.

Um dos grandes problemas dos amputados é a flutuação de volume do membro residual e sabe-se que a grande causa disto é a pressão que o encaixe faz sobre o tecido mole. Posto isto, procurar-se-á neste projeto obter os valores da força de contacto em alguns sítios estratégicos dentro do encaixe, para que deste modo o técnico possa proceder ao ajuste do mesmo.

Sabe-se ainda que também a elevada transpiração da pele na zona do coto durante o uso da prótese representa um grande obstáculo para a adaptação à prótese e a reabilitação do paciente. Isto acontece porque o encaixe ao isolar o membro faz com que a pele reflexivamente arrefeça e transpire. Como o material do encaixe não é transpirável, o suor é incapaz de evaporar, causando estase na área isolada [18]. Posto isto, é notória a necessidade de monitorização da temperatura e da humidade a que a prótese sujeita o coto, por forma a ajustar a mesma para que mantenha estes parâmetros dentro de valores confortáveis.

Ao monitorizar as variáveis acima mencionadas é importante também perceber se o paciente está em movimento e qual a orientação do membro, prevê-se assim recorrer a um acelerómetro.

Assim o objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de monitorização portátil do estado da prótese, capaz de medir a força na interface coto-encaixe e a pressão barométrica, temperatura e humidade relativa no interior deste, relacionando as grandezas com a orientação e atividade medida pelo acelerómetro.

1.3 - Apresentação da dissertação

No capítulo 2 é apresentada a revisão bibliográfica realizada no contexto do projeto. Abordam-se alguns conhecimentos médicos básicos inerentes às próteses transfemorais, o processo de fabrico e os materiais usados, assim como alguns sistemas de monitorização da pressão na interface coto-encaixe e a importância e significado das variáveis que este trabalho pretende analisar.

Ao longo do capítulo 3 explicam-se os materiais e os métodos. Começa-se por apresentar o hardware usado, entrando em detalhe nos sensores, caracterizando-os e indicando a sua correta

colocação aquando da utilização do sistema. Para além disto justifica-se a necessidade de alimentação do sistema, apresenta-se o software criado para a leitura dos valores pelos sensores e a interface do utilizador.

No capítulo 4 descrevem-se os procedimentos necessários para a realização de testes com o sistema, apresentam-se as condições em que os dados foram adquiridos e, por fim, faz-se uma apresentação e discussão dos resultados obtidos nos testes realizados.

Quanto ao capítulo 5, neste explicam-se os valores obtidos nas diferentes variáveis medidas, concluindo sobre eles, e sugerem-se ações futuras que permitam aprimorar o trabalho desenvolvido.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

Neste capítulo pretende-se esclarecer os conceitos básicos, assim como os diferentes tipos, de próteses transfemorais, a sua classificação, componentes que as integram e o processo de fabrico.

Não menos importante é, conhecer as tecnologias disponíveis, que permitem o controlo da prótese para que seja possível uma reabilitação adequada do amputado e as variáveis que são relevantes para o processo.

2.1 - Planos corporais de referência e marcha humana

Para melhor analisar e conhecer as próteses transfemorais é importante perceber alguns conceitos inerentes à anatomia e à locomoção/marcha do ser-humano.

Primariamente importa saber que quando se abordam termos anatómicos para descrever relações entre partes do corpo, estes são sempre relativos à posição anatómica de referência. A pessoa está de pé, com a face voltada para a frente, o olhar dirigido para o horizonte, os braços ao lado do corpo, com as palmas das mãos viradas para a frente e os membros inferiores ligeiramente afastados, com as pontas dos pés dirigidas para a frente [23]. Na Figura 2.4 ilustra-se esta posição, assim como os planos de referência e os termos que descrevem as relações entre diferentes partes do corpo.

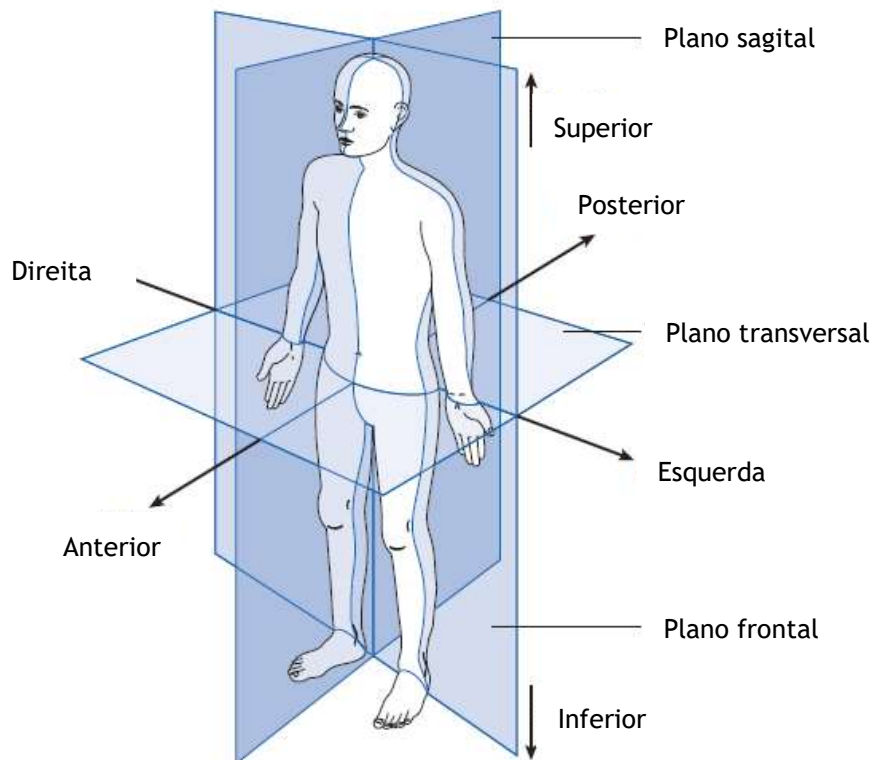


Figura 2.4 - Posição anatômica a que são relativos os termos usados para descrever relações entre partes do corpo, com os três planos de referência e as seis direções fundamentais [23].

Para descrever as relações entre as partes do corpo, geralmente recorre-se a seis termos:

- medial, que significa mais próximo do plano sagital mediano: o dedo grande do pé está no lado medial do pé;
- lateral, que significa mais afastado da linha média do corpo: o dedo mindinho do pé está no lado lateral do pé;
- proximal, que significa próximo da raiz do membro, na direção do tronco: o ombro é a parte proximal do braço;
- distal, que significa afastado da raiz do membro, longe do tronco ou do ponto de inserção: os dedos são a parte distal da mão;
- estruturas superficiais estão próximas da superfície do corpo;
- estruturas profundas estão longe da superfície corporal [23].

Quanto ao movimento dos membros, este é descrito usando planos de referência:

- o plano sagital divide as partes do corpo em porção direita e esquerda;
- um plano frontal (ou coronal) divide uma parte do corpo em frações dianteira e traseira;
- plano transversal (ou horizontal) divide uma parte do corpo em partes superior e inferior [23].

A marcha humana apesar de ser o movimento humano mais comum é um movimento de extrema complexidade, pois é o resultado de um processo complicado que envolve o cérebro, medula espinhal, nervos periféricos, músculos, ossos e articulações [23]. É uma atividade motora que deve obedecer a várias exigências, como propulsionar o corpo para a frente e para

trás, manter o equilíbrio durante as diversas fases do ciclo de marcha, e ainda a adaptação a situações externas coordenando a postura, o equilíbrio e a locomoção [24].

Os membros inferiores variam continuamente entre uma fase de apoio e uma fase de balanço, sendo que, durante a marcha (ver Figura 2.5), deve existir um período de tempo em que os dois membros estejam simultaneamente no solo.

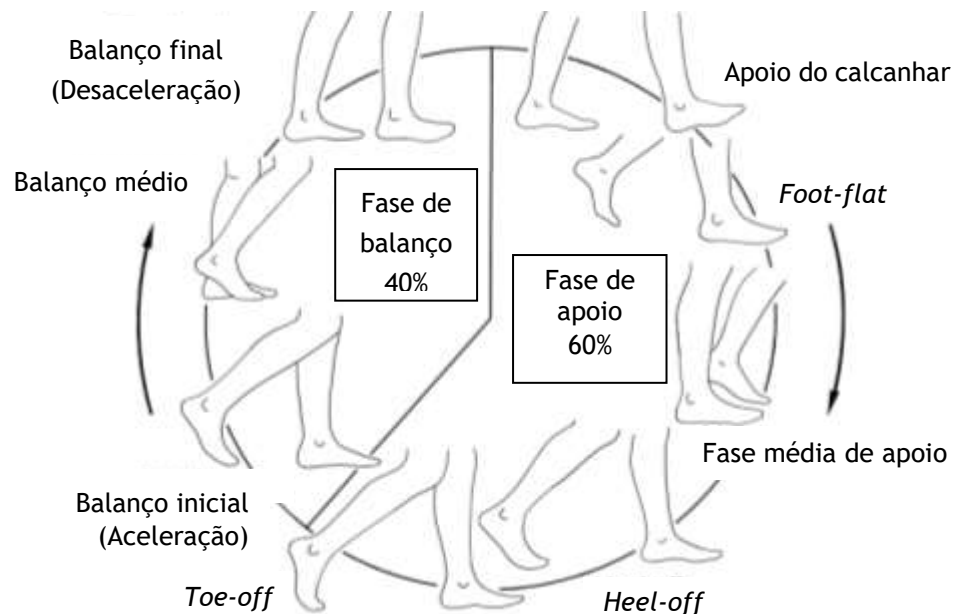


Figura 2.5 - Esquema representativo do ciclo da marcha “normal” (intervalo de tempo ou sequência de movimentos que ocorrem entre dois contatos iniciais consecutivos do mesmo pé), adaptado de [82].

Após perceber os vários conceitos e fases associados à marcha humana, é notória a dificuldade acrescida de um amputado transfemoral no que toca à sua locomoção. A amputação de um membro inferior leva à perda do controlo neuronal aferente e eferente no mesmo, ou seja, perde-se a sincronia da atividade muscular necessária à correta locomoção por falta da informação proprioceptiva necessária.

Na marcha de um amputado transfemoral existem grandes variações que influenciam a normalidade dos movimentos e o bem-estar do paciente. Falta, por exemplo no joelho da perna amputada, a variação angular que esta articulação deve ter na fase de apoio. Isto acontece por diferentes razões, podendo ser uma delas o facto do amputado necessitar de compensar as dificuldades do tornozelo e da anca com o movimento do joelho. Estes sujeitos possuem uma assimetria da marcha, a fase apoio e de balanço têm durações distintas do normal ciclo da marcha e apresentam maior variabilidade na largura do passo e no movimento do tronco durante instabilidades do piso.

Para manter o equilíbrio quando o amputado transfemoral se encontra a caminhar, o corpo exerce um binário de forças ao nível da anca para conseguir mover rapidamente o Centro de Massa² (CM), uma vez que a ausência do resto do membro impede que este binário seja exercido

² É o ponto de equilíbrio da massa de um objeto; a força da gravidade atua sobre o objeto a partir deste ponto. É também o local em torno do qual ocorrem as rotações [81].

ao nível do tornozelo, aumentando substancialmente a força exercida no membro residual. Como no amputado alguma massa foi excisada o CM varia, conforme mostrado na Figura 2.6.

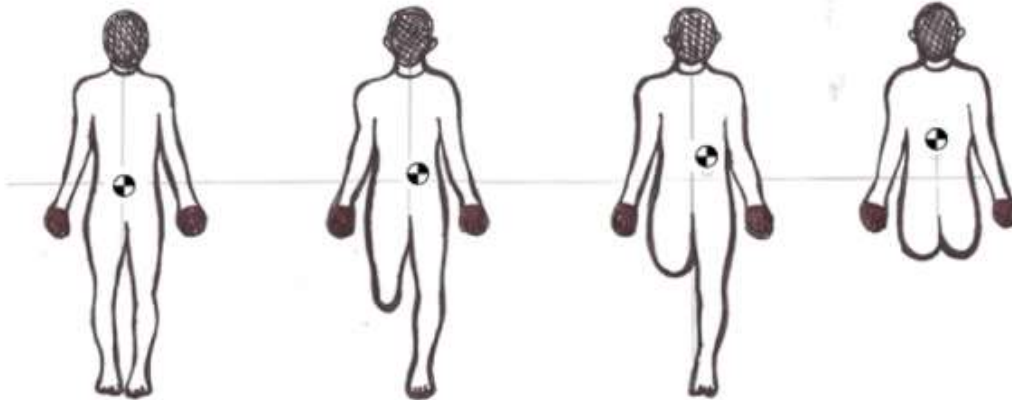


Figura 2.6 - Mudanças no Centro de Massa de um amputado [81].

A fase da marcha em que mais percentagem do peso do corpo é aplicada nos membros inferiores, é na fase do pico de desaceleração e na fase do pico de aceleração da marcha, que são as fases da mudança das fases de apoio e de balanço.

É necessária uma adaptação muscular por parte do membro intacto para compensar a falta de força dos músculos do coto durante a fase de balanço da marcha [22]. A diminuição do trabalho de *push-off* do tornozelo protésico representa uma perda substancial do trabalho mecânico feito pelo membro inferior durante a marcha, resultando em diversos mecanismos compensatórios [22].

2.2 - Prótese transfemoral

As próteses de membros inferiores são dispositivos desenvolvidos para substituir a função e/ou a aparência do membro inferior em falta tanto quanto possível. As categorias básicas de próteses de membros inferiores são, pela altura da amputação, próteses transtibiais e transfemorais [25].

Uma vez que o projeto trata de próteses transfemorais importa clarificar o seu conceito. Uma prótese transfemoral é um dispositivo médico concebido por medida, composto por:

- Componente de contacto com o coto ou interface, denominado encaixe;
- Estrutura de ligação entre os diversos componentes (tubos e adaptadores);
- Componentes funcionais como articulações de joelho e pé;
- Componentes de apoio à suspensão [26].

Na Figura 2.7 são apresentados os vários componentes que integram um sistema de prótese usado por amputado transfemoral.

As próteses transfemorais podem ser classificadas quanto ao tipo de estrutura, tipo de encaixe (parte da prótese que interage com o coto) e de mecanismo protético.

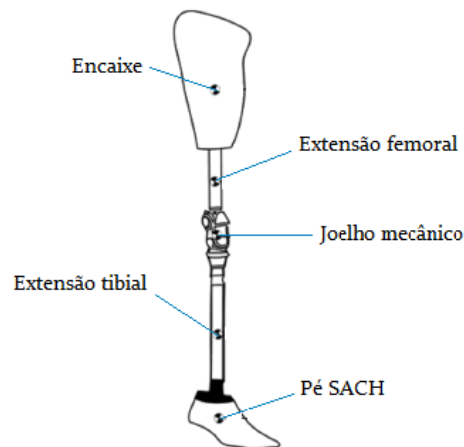


Figura 2.7 - Componentes de uma prótese transfemoral.

A dimensão dos diferentes componentes é definida de acordo com a altura do amputado e do membro residual [27].

2.2.1 - Tipo de estrutura

Quanto ao **tipo de estrutura** estas próteses podem classificar-se em endoesqueléticas (Figura 2.8A) ou exoesqueléticas (Figura 2.8B).

São consideradas endoesqueléticas as próteses em que a sua resistência é garantida por uma estrutura interior tubular, em diferentes materiais ajustados ao peso e atividade do amputado, sendo o aspeto cosmético assegurado por um revestimento de espuma [28].

Nas próteses exoesqueléticas a resistência e também o revestimento, são assegurados por uma estrutura exterior laminada em resina com um pigmento cor da pele que confere também o acabamento cosmético [28].

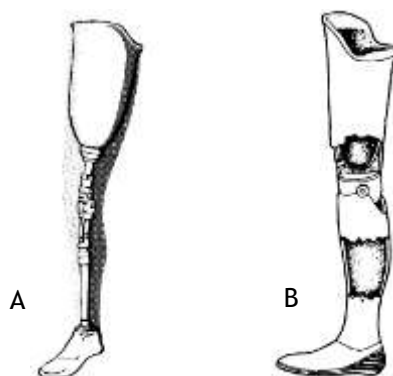


Figura 2.8 - Existem duas construções alternativas para as próteses transfemorais. A - prótese transfemoral endoesquelética; B - prótese transfemoral exoesquelética [27].

As próteses exoesqueléticas têm: um preço mais acessível que as endoesqueléticas, bastante durabilidade e baixa manutenção, porém apresentam algumas características negativas como: a estética, o conforto, a necessidade de realinhamentos e a menor possibilidade de

utilização de componentes protéticos [15]. As endoesqueléticas apresentam numerosas possibilidades de pés e joelhos, estética, funcionalidade, alinhamento e possibilidade de manipulação pelo paciente, porém o seu preço é bastante elevado [15].

Apesar dos aspetos positivos e negativos de cada uma delas, a escolha do tipo de prótese a usar assenta sempre na satisfação das necessidades do amputado, tendo em conta os seus aspetos físico e financeiro. São tidos em conta o grau de atividade e o peso do amputado, o comprimento e as condições gerais do coto, a bilateralidade ou não da amputação, o meio ambiente em que vive o amputado, o local de trabalho, hobbies e poder económico.

Existem ainda as próteses mioelétricas ou biónicas que são próteses funcionais que são ativadas por uma bateria incorporada no encaixe, e elétrodos fixados na parede interna do encaixe, e que ficam situados sobre pontos motores de músculos do coto ou de outras regiões próximas. Estas próteses não serão, contudo, objeto do presente estudo.

2.2.2 - Tipo de encaixe

O encaixe é o elo entre o coto e a prótese e tem o objetivo funcional de transmissão dos movimentos do membro residual para os elementos protéticos [29]. É a interface homem-máquina, daí que deva ser desenhado devidamente para garantir a funcionalidade da prótese e o conforto do utilizador.

Antes de 1950 o tipo de encaixe usado era um encaixe “*plug fit*” esculpido, em madeira, com uma forma interior cónica. Foi após essa data que, como resultado do projeto levado a cabo pela Universidade da Califórnia, que visava o desenho de um encaixe que preservasse alguma da musculatura remanescente após a amputação, surgiu o encaixe quadrilateral [30]. Este encaixe, tal como o nome indica, possui um formato quadrado quando visto de cima e apoia o osso ísquio a 90°, provocando assim algum incómodo ao paciente. É composto por quatro paredes, cada uma delas com uma função específica. A parede frontal posiciona o ísquio para o topo da parede posterior, permitindo um espaço para o músculo reto da coxa e que seja feita uma pressão para trás. A parede interior deve conter tecido mole entre as pernas. A parede lateral tem uma função crucial, controlar o deslocamento lateral do fémur. Deve ser plana e em ângulo para o membro oposto e estender-se desde abaixo da articulação da anca para imediatamente acima da borda de corte do osso. O ísquio assenta numa “prateleira” no topo da parede traseira, o que evita que o membro “caia” para dentro do encaixe. O encaixe quadrilateral possui um espaço de ar entre a extremidade distal do coto e a parte inferior do encaixe, com uma válvula de ar na parede medial naquela área. A desvantagem do uso deste encaixe é do ísquio estar assente na parede de trás que funciona como um ponto de apoio, permitindo que o fémur se desloque de um lado para o outro e consequentemente o desenvolvimento de edemas e problemas dermatológicos [30].

Mais tarde, devido às lacunas existentes no modelo quadrilateral, foi desenvolvido o encaixe CAT-CAM (*Contoured Adducted Trochanteric Controlled Alignment Method*) ou de contenção isquiática [29]. Este é o tipo de encaixe mais usado atualmente. Tem um formato ovalado quando visto de cima e o apoio do ísquio é feito a 45°, fazendo com que este osso fique contido dentro do espaço interno do encaixe, e desta forma, se melhora o conforto do utilizador [31]. Numa fase anterior surgiram o encaixe NS/NA (*normal shape-normal alignment*) e o encaixe ML (*medial-lateral*), ainda nos primórdios das próteses, que após gerarem alguma confusão relativa às diferenças apresentadas entre eles, acabaram por dar lugar apenas ao CAT-CAM [30].

A Figura 2.9 apresenta a distinção entre o encaixe quadrilateral e o encaixe de contenção isquiática.

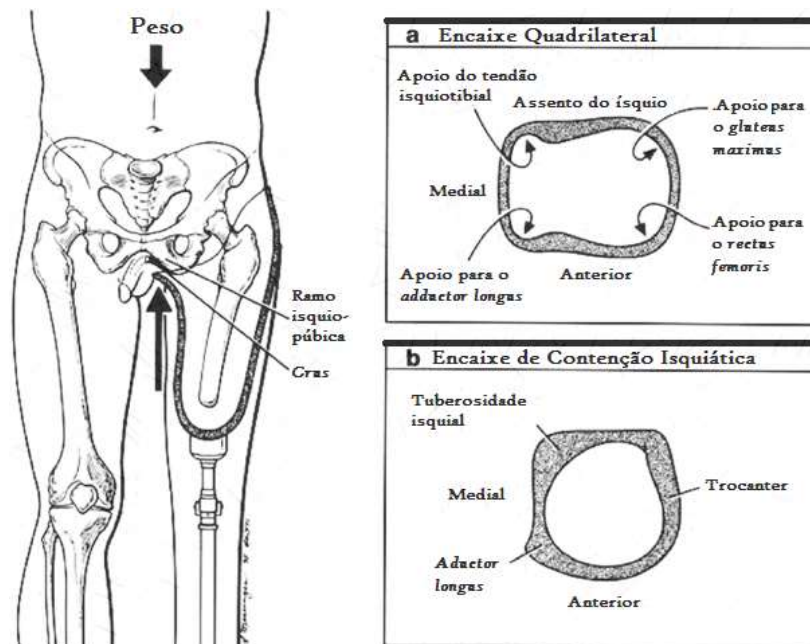


Figura 2.9 - Encaixes quadrilateral (a) e de contenção isquiática (b) para próteses transfemorais [32].

Para além destes dois tipos de encaixe mencionados anteriormente, os mais comuns, existem ainda outros, menos usados, ainda que inovadores, como é o caso do Marlo Anatomical Socket (MAS®), do NU-FlexSIV Socket ou do encaixe SiOCX TF [33].

2.2.3 - Sistema de Suspensão

A ligação da prótese ao membro residual pode ser proporcionada por diversos tipos/sistemas de suspensão, consoante as necessidades do amputado e as condições do coto. Entre eles estão: os cintos de suspensão, as bandas pélvicas, os *liners* com pino e o encaixe por sucção.

Os cintos de suspensão e as bandas pélvicas podem ser usados para complementar outros sistemas de suspensão. Existem vários tipos de cintos, incluindo *Silesian belts*, feitos de pele, ou silicone, e os *TES (Total Elastic Suspension) belts*, normalmente usados no início do uso da 1ª prótese [34]. Estes sistemas são geralmente propostos para uso geriátrico, devido à facilidade de colocação e à boa suspensão, que é favorecida por amputados com um membro residual curto [35]. Porém, hoje em dia são raramente usados, devido à instabilidade e ao movimento excessivo do membro residual dentro do encaixe da prótese.

Um *liner* é uma manga espessa, flexível, geralmente em silicone ou em elastómero termoplástico, que se desenrola ao longo do membro residual, fornecendo proteção durante a fase de apoio e, se equipado com um pino de bloqueio, suspensão durante a fase de balanço [36]. Existem vários tipos de *liners*, o que permite versatilidade nas aplicações. Podem ser usados apenas para evitar a fricção do coto com o encaixe nos sistemas de suspensão por sucção e ainda, quando se justifique, para servirem de sistema de suspensão. O sistema de suspensão por pino, o *liner* com pino, revela-se mais adequado para cotos curtos e pessoas com alto nível de atividade, casos em que a necessidade de estabilização é grande [37]. É usado um pino de metal que se prolonga distalmente a partir do *liner* e bloqueia numa cavidade na parte inferior

do encaixe (Figura 2.10) [38]. Existem mais de uma centena de pinos e cada um deles possui determinadas características, permitindo escolher o que se adequa mais para um paciente em específico [39].

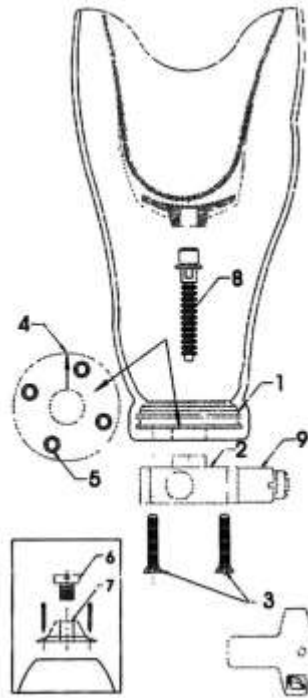


Figura 2.10 - Esquema de montagem do sistema de suspensão por pino [37].

Os sistemas de suspensão por sucção convencionais consistem num encaixe rígido com uma válvula unidirecional na extremidade distal do encaixe. O encaixe estende-se distalmente por aproximadamente 5cm abaixo do coto e é selado com a válvula. A válvula assegura o isolamento do ar para que o vácuo resultante mantenha o coto e o encaixe em estreito contacto [35]. Não existe interface permanente entre o membro residual e o encaixe, o que permite ao amputado um melhor controlo da prótese. O utilizador normalmente coloca a prótese usando uma meia apropriada e de seguida a válvula elimina o ar do interior. Quando pretende remover a prótese, o utilizador apenas tem que soltar a válvula de sucção e assim, ar é introduzido dentro do encaixe, e a prótese é facilmente removida [34].

A suspensão por sucção permite uma maior liberdade de movimentos, maximiza o uso dos músculos remanescentes do membro residual e proporciona mais conforto, através da excelente estabilidade, e da boa aparência cosmética quando comparada com os *Silesian belt* ou as bandas pélvicas [40].

Porém, este tipo de suspensão depende muito de contacto total, e assim, alterações repentinas podem levar à insuficiência na sucção. Este tipo não é adequado para os amputados que têm flutuação de volume do membro residual, pois aquando da mudança de volume o ajuste e a suspensão do encaixe diminuem [41].

Entrando em detalhe no que toca ao sistema de suspensão mais comum, sabe-se que o sistema de suspensão por sucção recorre ao vácuo para manter a prótese otimamente ligada ao coto. O tipo de encaixe aqui é estreitamente modelado sobre o coto, sendo, portanto, geralmente de forma oval, o que faz com que este tipo de encaixe exerça o mínimo de compressão possível sobre o tecido mole, tornando-o confortável de usar [42].

Apesar da existência de vários sistemas de suspensão, são o comprimento e o volume do membro residual e a estabilidade do ligamento articular que determinam o método a usar, assim como o nível de atividade, a destreza, o sucesso de algum sistema prévio e os requisitos cosméticos.

O sistema de suspensão apropriado resulta numa prótese segura e com bom funcionamento.

2.2.4 - Promotores de Conforto

Apesar do frequente uso do termo conforto, não existe uma definição profusamente aceite do mesmo. Quando se associa este termo a amputados transfemorais faz-se referência a dois grupos: a reabilitação do paciente e as interações entre o membro residual e o encaixe da prótese [43].

Na reabilitação do paciente, o conforto é uma subescala do bem-estar físico e social da qualidade de vida do indivíduo, que representa o grau de reabilitação. A sua medida é feita com base na independência que a pessoa apresenta em desempenhar as atividades do quotidiano.

Avaliando o conforto relativamente à interação entre o coto e o encaixe protésico, a capacidade de desempenhar as tarefas do dia-a-dia está diretamente relacionada com o ajuste e com o desconforto [43].

A combinação ideal com o encaixe da prótese é o uso de um *liner* (Figura 2.11). É uma solução eficaz para se conseguir uma boa adaptação da prótese ao membro residual e o conforto do amputado. O *liner* evita o contacto direto do coto com o encaixe e, desta forma, reduz os edemas na extremidade distal, facto que se revela de extrema importância principalmente para amputados com doenças vasculares e idosos. Os *liners* melhoram a suspensão, reduzem as forças de cisalhamento entre o membro residual e o encaixe e controlam o volume do membro residual. Devido ao seu alto coeficiente de atrito com a pele e à baixa rigidez em compressão, apenas experimentam um deslocamento mínimo relativamente à pele do coto durante a marcha, ajudando a manter o contacto total entre o membro residual e o encaixe [44].



Figura 2.11 - Diferentes tipos de *Liners*. (a) *Liner* transfemoral Iceross® *Seal-In X5*. Possui cinco membranas integradas que ajudam a proporcionar uma suspensão confortável e segura. (b) *Liner* transfemoral Iceross® *Seal-In*. Oferece segurança e liberdade de movimento para amputados com grau de atividade baixo ou extremamente elevado, pois tem um têxtil com uma boa adesão e permite alongamento radial e uma elasticidade confortável. (c) *Liner* Iceross® *Seal-In X TF*. É mais fino, mais resistente e mais longo que os outros *liners* da marca e possui uma membrana móvel para ajuste personalizado. (d) *Liner* Iceross® *Transfemoral Locking*. É um *liner* de suspensão, para colocar um pino, que foi projetado para fornecer o máximo controlo e estabilidade aos amputados transfemorais [83].

Dado que o ajuste da prótese está diretamente relacionado com a condição do coto e as capacidades do utilizador, existem alguns fatores (variáveis) internos no encaixe que devem ser controlados por forma a que este seja o mais correto possível. Posto isto, é notório que a

aplicação de algum tipo de tecnologia para a saúde, capaz de monitorizar a transpiração, o movimento da pessoa e a fricção mecânica que provoca as irritações na pele, seria uma mais-valia no aumento da qualidade de vida do amputado.

2.3 - Conceção da prótese transfemoral

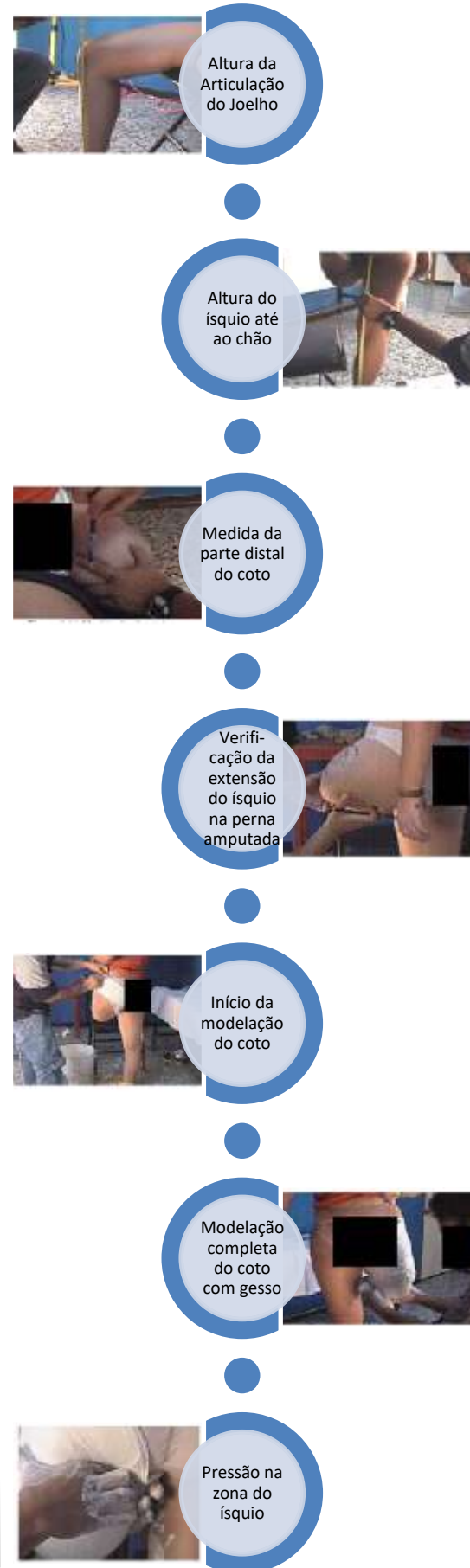
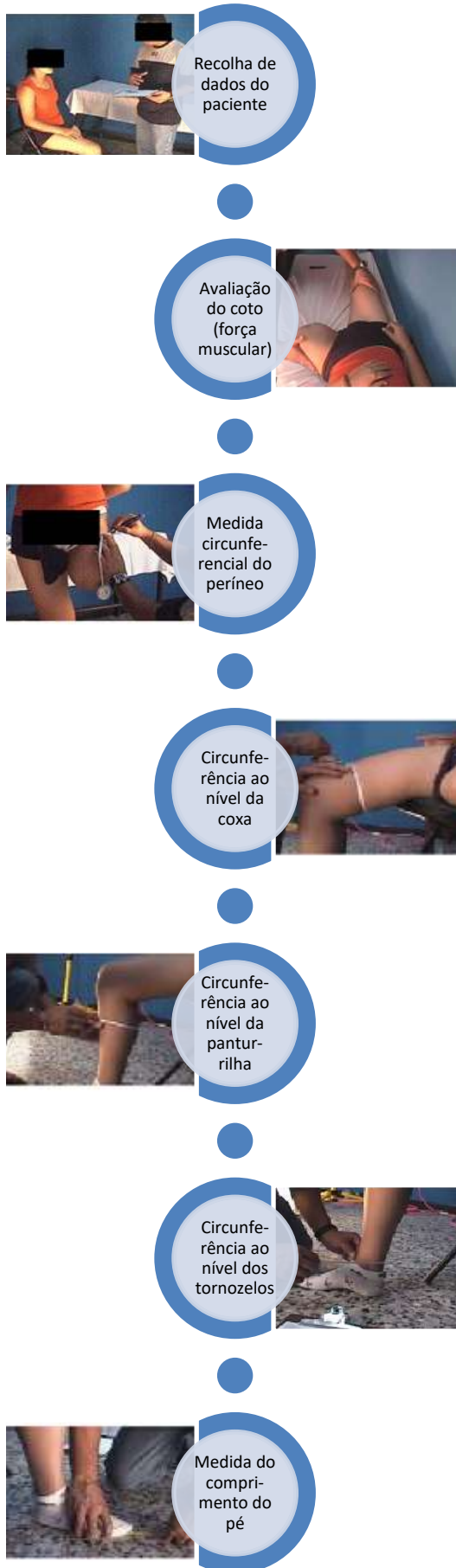
Fabricar dispositivos médicos, mormente próteses e ortóteses, é uma tarefa algo morosa, pois envolve uma série de processos até se obter o produto final.

O fabrico de próteses para amputados de membros inferiores (transfemoral e transtibial) exige a confeção de um encaixe adequado e personalizado ao perfil de cada beneficiário.

2.3.1 - Processo de conceção

Apesar de também já se ter conseguido obter encaixes de próteses através de processos da engenharia inversa, por Sinterização Seletiva por Laser (SLS), feitos de DuraForm® PA, esta prática não é usada ainda na rotina clínica [45]. Esta técnica pode criar o encaixe diretamente a partir de informações digitais da forma do coto, específicas do sujeito, obtidas através de *laser scanning*, colmatando a necessidade de moldes, laminação manual e procedimentos de acabamento. Tem a capacidade de criar geometrias complexas sem grande acréscimo no custo de produção e permite ainda desenvolver formas geométricas alternativas às tradicionais e incorporar características compatíveis em locais selecionados para aliviar a pressão de contacto na interface coto-encaixe. Numa primeira fase faz-se o desenvolvimento do modelo da superfície, usando a geometria do membro residual, adquirida por *laser scanning*; em seguida desenvolve-se o modelo CAD usando as devidas restrições de design; passa-se para a análise do encaixe pelo Método dos Elementos Finitos (FEM), usando condições de contorno relacionadas, para avaliar o comportamento estrutural do encaixe; fabrica-se o encaixe por SLS e no final faz-se uma validação experimental [45].

Novas técnicas vão surgindo para o design e fabrico dos encaixes, porém as técnicas atualmente usadas para produzir encaixes com características adequadas a cada indivíduo, são dispendiosas, e dependem do trabalho de técnicos de próteses especializados, que são relativamente escassos em comparação com o número de amputados de membros inferiores [45]. Para se obter uma prótese transfemoral é necessário recorrer às etapas apresentadas no esquema da Figura 2.12 abaixo:



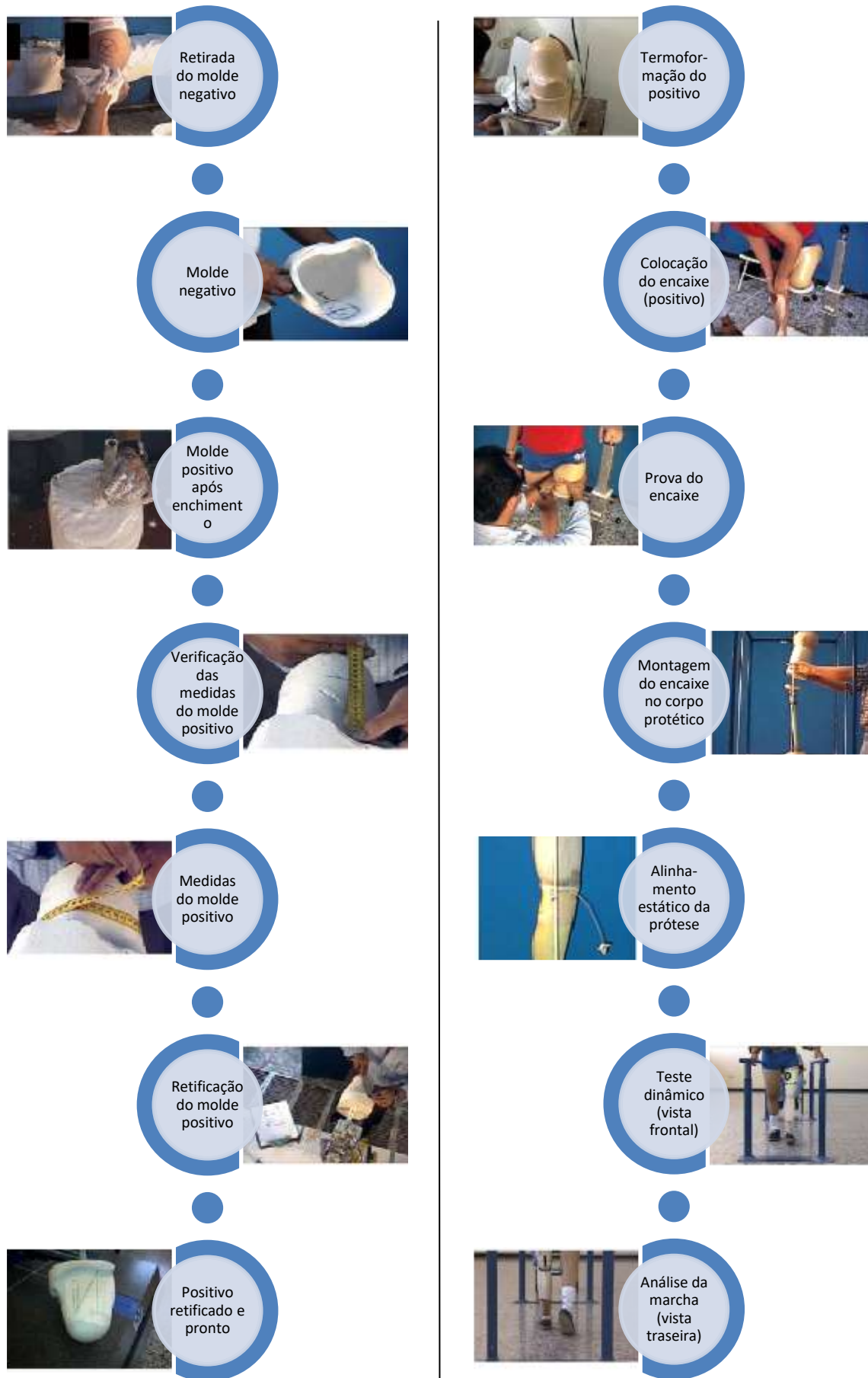


Figura 2.12 - Esquema explicativo da confecção de uma prótese transfemoral.

Após ajustar convenientemente o encaixe, o corpo protético e a marcha do paciente, o técnico de próteses prossegue para a confecção da prótese definitiva. Para isso ele pode revestir o encaixe provisório (positivo) com resina ou apenas aproveitá-lo para fazer um novo molde positivo definitivo [46]. A duração do processo é variável e depende da capacidade de adaptação à prótese do amputado e disponibilidade para treino. Em média, poderá demorar 2 a 4 meses [47].

2.3.2 - Materiais

Existe uma grande variedade de materiais usados na confecção de próteses, porém a escolha do mais adequado baseia-se sempre no mesmo princípio, garantir a distribuição das forças e aliviar as zonas de maior pressão [48]. Estes materiais diferem na rigidez, durabilidade, flexibilidade e peso.

Materiais como o couro, a madeira e os metais (titânio, aço e alumínio) têm vindo a ser substituídos pelos plásticos (resinas de poliéster e resinas de epóxico e termoplásticos) e borrachas (elastómeros e espumas), uma vez que estes, para além de serem mais leves, permitem também uma melhor distribuição das forças e, conseqüentemente, facultam mais conforto ao paciente. Metais como o titânio, ainda que apresente características importantes como a leveza, a resistência à corrosão e ausência de toxicidade biológica, não é muito usado devido ao seu elevado custo [48].

Para a laminagem (processo para obter o positivo do encaixe final) do encaixe são bastante usadas as fibras de carbono devido à sua elasticidade e resistência ao stress e à sua compatibilidade com as resinas de acrílico, de epóxico e de poliéster.

Para a confecção dos *liners*, geralmente é usado o silicone dada a estabilidade térmica do mesmo, a resistência ao envelhecimento, o poder hidrófugo, a resistência à oxidação e a elasticidade que lhe permite acompanhar o contorno o movimento da pele no coto.

As próteses exoesqueléticas (ex. Figura 2.13) são confeccionadas com componentes de madeira maciça, plástico ou espuma rígida, materiais que servem tanto para a sustentação quanto para o acabamento estético.



Figura 2.13 - Prótese transfemoral exoesquelética (perna direita); prótese transtibial exoesquelética (perna esquerda) [84].

As próteses endoesqueléticas (ver Figura 2.14) são próteses modulares, pois as conexões são realizadas por meio de tubos e componentes modulares. Os materiais normalmente utilizados são aço, titânio, alumínio e fibra de carbono. A nível estético são utilizadas espumas com acabamento cor de pele para o seu revestimento, tornando-as visualmente impercetíveis.



Figura 2.14 - Prótese transfemoral fabricada em termoplástico, reforçada com fibra de carbono, joelho em titânio, adaptadores em aço, pé em fibra de carbono e válvula de suspensão [85].

No que toca à deslocação do amputado em piso molhado ou escorregadio ou mesmo à prática de desportos aquáticos, alguns avanços têm vindo também a ser conseguidos. Um dos últimos modelos de próteses específicas para uso em água, permite a prática de atividades desportivas como ski, snowboard e patinagem no gelo (Figura 2.15), pertence à empresa Ottobock. O joelho deste modelo de prótese possui uma alavanca manual que o paciente aciona quando entra na água, em vez do sistema de travagem. O sistema de suspensão é um sistema comumente usado nas próteses tradicionais, porém, para evitar que o encaixe se solte aquando da entrada na água, o mesmo é feito de polipropileno ou em fibra de carbono e para ajudar na sustentação o amputado usa uma coxeira (espécie de joelheira para a coxa) feita de neopreno, tal como os fatos dos mergulhadores. O pé destas próteses é específico também para o ambiente aquático, daí que não apresente articulação funcional (tipo SACH) e que o seu interior seja em nylon; a sola é antiderrapante. Esta prótese possui ainda um tubo com angulação para ajustar o salto de acordo com a necessidade do utilizador [49].



Figura 2.15 - Prótese transfemoral montada com articulação do joelho e pé protético *Aqualine* [86].

2.4 - Tecnologia em próteses

É graças a muita pesquisa e à alta tecnologia aplicadas hoje em dia no universo das próteses que, tanto o risco como as diferenças entre as funções naturais do corpo humano e a substituição artificial, se reduzem assombrosamente.

As novas tecnologias estão a ajudar no desenvolvimento de próteses cada vez mais sofisticadas e confortáveis e a diminuir o seu custo, tornando-as assim acessíveis a um maior número de pessoas. Porém, e como é expectável, a vanguarda da técnica tem um custo expressivo.

Ainda que o objetivo dos profissionais responsáveis pelo projeto e fabrico destes dispositivos tenha como principal foco proporcionar uma boa reabilitação com conforto para o amputado, não é fácil garantir isso, pois a pele humana não tem a capacidade intrínseca de permanecer intacta sob a pressão da prótese, uma vez que esta sofre naturalmente forças externas ou internas e alterações mecânicas.

As avaliações de modelagem computacional e através do FEM ainda não correspondem a avaliações clínicas e protéticas para a produção de um padrão sistemático e um índice confiável. Porém existem outros métodos, ainda que alguns apenas “no papel” que podem ajudar na percepção do ajuste da prótese no que respeita aos fatores/variáveis que afetam a completa e correta harmonia do encaixe da prótese com o membro residual. Métodos que embora distintos têm um objetivo comum, reduzir o desconforto da prótese e proporcionar resultados satisfatórios na reabilitação.

Projetar e melhorar um encaixe de prótese que previna desconforto e que proporcione resultados satisfatórios requer um conhecimento profundo da interface entre o coto do amputado e o encaixe [50].

O ProtSensor foi um projeto levado a cabo por uma parceria de instituições, o INEB, o Centro de Física da UMinho, o IDMEC e o CRPG. É um exemplo de um sistema de instrumentação que

proporciona ao utilizador um mapeamento multiplano das pressões nos encaixes de próteses dos membros, através de sensores FSR.

É um sistema multicamada: materiais piezoelétricos e/ou piezoresistivos; camada TiN condutora do sinal e camada isolante superficial, TiO₂ (para permitir a não interferência de pontos de pressão e evitar curto-circuito).

O F-Socket™ System da Tekscan (Figura 2.16) é um outro sistema, este já no mercado, que atende às necessidades dos ortopedistas e dos técnicos de próteses, permitindo um melhor design, ajuste e função da prótese.

Fornece perfis de pressão detalhados e exibições gráficas para análise quantitativa [51]. O F-Socket Software fornece informações sobre picos de pressão, gráficos tempo vs. Força e o centro da Força (CoF).

O sistema faz uso de um sensor fino de alta resolução, ajustável à prótese, que é colocado dentro do encaixe. Avalia a formação de pressões dentro da interface do encaixe durante as várias fases da marcha, permitindo mudar a interface encaixe-coto de acordo com as mesmas.

É útil para determinar o ajuste apropriado das próteses/encaixes acima e abaixo do joelho e a área de contato do encaixe; para a análise da tensão dinâmica no encaixe; avaliar a função do encaixe e da prótese no geral; examinar a distribuição da pressão durante as várias fases da marcha [51].

Os sensores de que este sistema faz uso permitem a conformação com a superfície altamente irregular do coto. A matriz F-socket envolve sensores muito finos colocadas *in situ* na interface coto/encaixe, permitindo fazer medições sem a necessidade de modificar o encaixe, porém esta não tem em conta as tensões de cisalhamento e pode enrugar e falhar [50].

Neumann *et al.*, (2005) recorreu ao F-Socket™ System da Tekscan para medir e mapear as pressões desenvolvidas dentro de encaixes protésicos *ischial containment*, como é o caso do CAT-CAM, e afirma que este sistema permite um bom conhecimento da distribuição de pressão na interface coto-encaixe, uma vez que os resultados obtidos estavam em concordância com as previsões. No entanto, o uso deste sistema para mapear a pressão em todo o encaixe revelou-se bastante moroso e dispendioso e tornou impossível a medição em todos os locais em simultâneo, pois só permite a utilização de duas matrizes de sensores de cada vez.

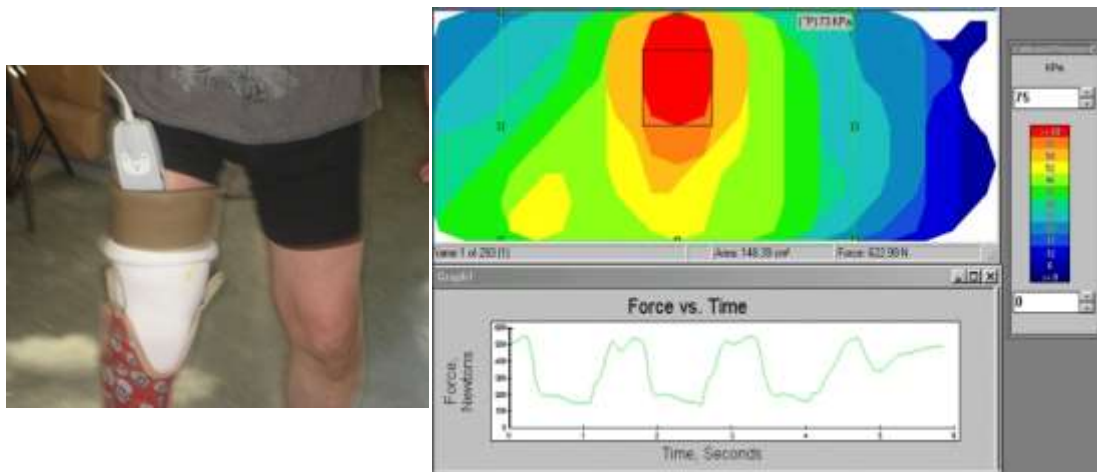


Figura 2.16 - F-Socket™ System em uso (esquerda) e o respectivo software (direita) [51].

Outros resultados indicam que o F-Socket é mais *user friendly* que outros sistemas que visam a obtenção de valores das mesmas mensurandas, como é o caso do Rincoe Socket Fitting System(SFS) [52]. No entanto, ambos apresentam grande histerese e erros de offset que podem prejudicar os resultados das medições. Principalmente a histerese assume um papel importante, pois a locomoção exige transferência de peso, provocando alterações bruscas de pressão sobre diversas partes do corpo, que devem ser captadas para que se consigam identificar as zonas de grande pressão na interface coto-encaixe durante as diversas fases do ciclo da marcha do amputado [53].

O Rincoe SFS, baseia-se em sensores FSR, incorporados numa tira de fluoreto de polivinilideno muito fina (0,36 mm). Inclui um total de 60 sensores individuais, com uma taxa de amostragem de 100 Hz, distribuídos por 6 tiras de 54,9cm de comprimento (Figura 2.17), cada uma com 10 sensores, com um espaçamento de 2,3cm entre cada sensor, que são ligados à placa de aquisição de dados usada pelo paciente [53]. Um cabo de comunicação de 9,1m de comprimento liga a placa/hardware de aquisição de dados ao computador, permitindo a avaliação de pressão na interface durante uma fase estática ou dinâmica de avaliação do ciclo da marcha, no calcanhar, no apoio médio, e em *toe-off*, através de interruptores de pedal colocados na sola do sapato [53]. O comprimento das tiras de sensores representa uma mais valia na adaptação tanto a encaixes curtos como longos.

O sistema mede pressões em incrementos de 3,45kPa com um limite máximo de 83kPa, apresentando os resultados no respectivo software.

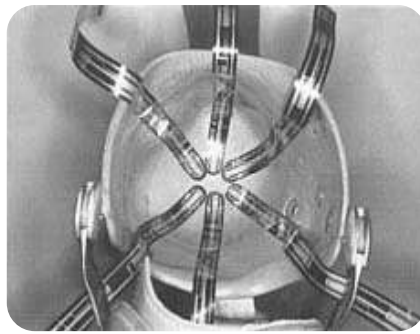


Figura 2.17 - Colocação das fitas de sensores do Rincoe SFS dentro do encaixe da prótese [54].

Contudo, apesar do reconhecido potencial deste sistema para o acesso aos valores de pressão na interface coto-encaixe protésico ou *liner*-encaixe, este não se encontra disponível para uso clínico. O *Rincoe SFS* só consegue medir pressões até 83kPa, o que constitui uma barreira aquando da avaliação da pressão durante a marcha, uma vez que quando o amputado está em marcha a pressão na interface pode atingir valores na ordem dos 400kPa [54].

Continuando na busca incessante do conforto do paciente outros sistemas de aquisição de dados têm vindo a ser desenvolvidos, como é o caso do *pliance®-RLS system* (Figura 2.18), que foi desenvolvido para avaliação do ajuste do encaixe protésico. Este sistema fornece uma quantificação do nível de pressão na interface coto-encaixe, durante movimentos estáticos ou dinâmicos. Os seus sensores são flexíveis e elásticos e ajustam-se bastante bem a zonas altamente contornadas.

Além de possuir as vantagens gerais dos transdutores capacitivos, o sensor é ainda ultrafino (menos de 1 mm de espessura), apresenta uma pequena área de deteção (10mm de diâmetro) e é ligado ao sistema através de uma tira condutora alongada que favorece a inserção do encaixe. O sistema também permite flexibilidade na configuração do sensor como um único sensor ou numa matriz (com múltiplos sensores) para várias medições [55].



Figura 2.18 - *Pliance®-RLS System* em uso na prótese transfemoral (à esquerda) e sensores do sistema (à direita) [87].

O *pliance®-RLS system* encontra-se já no mercado e é comercializado pela empresa Germany-Novel Electronics. O sistema na sua totalidade, incluindo toda a parte eletrónica, o software e o sensor, custa cerca de 20k€.

Segundo Lai e Li-Tsang (2009), o sistema *pliance®* consegue medir de uma forma objetiva a pressão em interfaces e tem uma boa capacidade discriminante sob diversas cargas quando em avaliações estáticas, revelando por isso potencial para o uso clínico. Acrescentam ainda que apresenta uma ligeira falta de sensibilidade e não está muito clara a sua aplicabilidade a superfícies da pele côncavas, sendo que o sistema necessita de alguns aperfeiçoamentos [55].

Existem ainda outras tecnologias como é o caso dos *FBG sensors* (sensor *based on Fiber Bragg Grating*), que são sensores que, apesar do seu pequeno tamanho, peso leve e flexibilidade, apresentam capacidades de multiplexação, imunidade a interferência eletromagnética, alta resolução espacial e alta precisão e sensibilidade, em especial quando se pretende avaliar tensão dinâmica [56].

O sensor FBG, representado na Figura 2.19 é um dispositivo que reflete luz de um comprimento de onda específico, através da filtragem ótica [56].

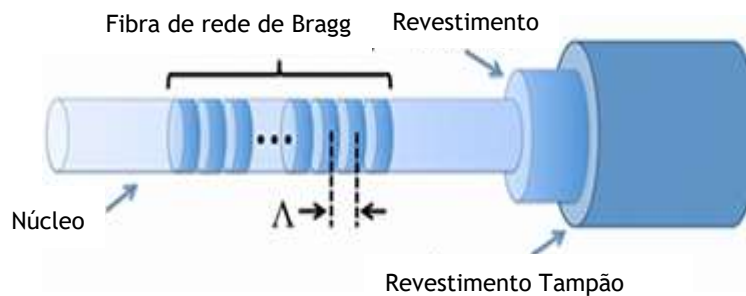


Figura 2.19 - Visão expandida da fibra FBG [57].

A sua estrutura de rede atua como um filtro ótico de rejeição de banda, passando todos os comprimentos de onda de luz que não se encontrem em ressonância com ele e refletindo comprimentos de onda que satisfazem a condição Bragg do índice de modulação do núcleo [50]. Refletem um comprimento de onda da luz, o chamado comprimento de onda Bragg que pode sofrer variações oriundas de variações de temperatura e/ou deformação, com base na equação (2.1):

$$\lambda b = 2n\Lambda, \quad (2.1)$$

onde λb é o comprimento de onda Bragg, n é o índice de refração efetivo do núcleo da fibra, e Λ é o espaçamento entre as linhas da rede de difração [57].

Este sensor exhibe uma relação linear entre o desvio no comprimento de onda de pico e a força aplicada [50].

Não consegue fornecer um mapa da pressão no coto como os sistemas acima mencionados, porém já foi testado para obter medidas da pressão na interface coto-encaixe e revelou-se capaz, de forma fiável e satisfatória [50].

O *SOCAT*, é um outro sistema com o mesmo objetivo que os mencionados anteriormente, porém este não é passível de ser aplicado em qualquer prótese, no uso clínico, uma vez que se trata de uma prótese instrumentada, foi desenvolvido pela Florida *State University of Tallahassee* no âmbito do projeto *VA Innovation Initiative (VAi2)*, promovido pelo *U.S. Department of*

Veterans Affairs. Este projeto procurava perceber e abordar as deficiências dos sistemas de encaixe que existiam no momento, através do desenvolvimento e teste de protótipos de “*Socket Optimized for Comfort with Advanced Technology*” (SOCAT). Segundo Wang, o diretor executivo do *Georgia Tech Manufacturing Institute*, visou fazer uso dos mais recentes avanços em materiais inovadores e tecnologias de manufatura avançada para construir uma nova geração de sistemas de encaixe de próteses com um conforto significativamente melhorado.

O protótipo obtido (Figura 2.20) faz uso de materiais inovadores, fabricação avançada e eletrónica impressa para proporcionar gestão da mudança de forma e de volume do coto, controlo do efeito de pistão e prevenção de lesões na pele, controlo de temperatura e da transpiração e monitorização e alerta precoce de situações adversas [58].

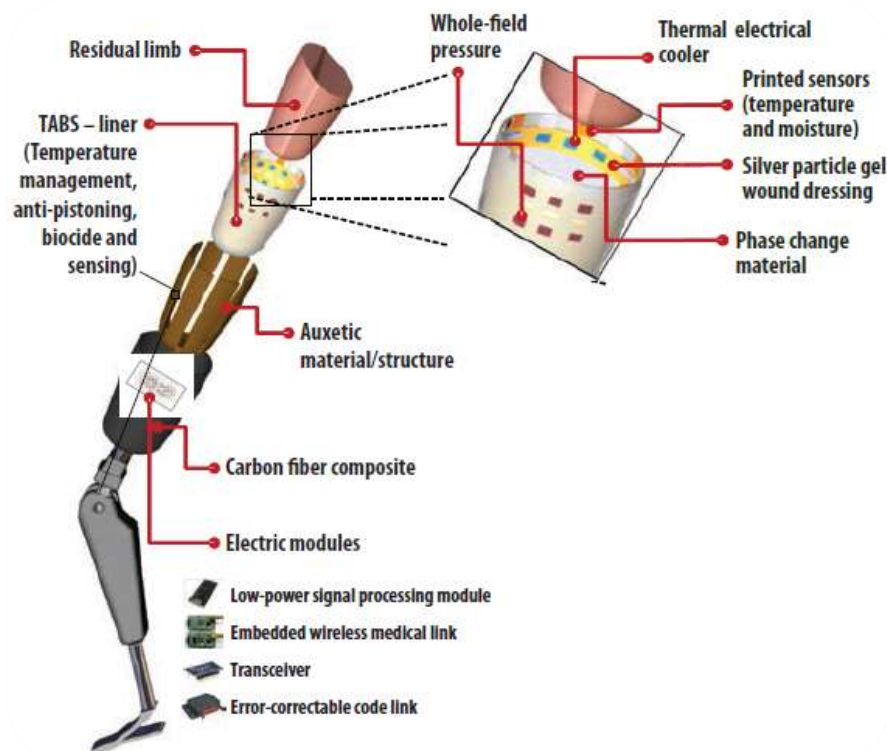


Figura 2.20 - Esquema do sistema de encaixe multifuncional otimizado para maior conforto com tecnologias avançadas (SOCAT) [58].

Fazendo uso da *Tactilus® Real-Time Surface Pressure Mapping Technology* (Figura 2.21) é possível ter acesso às condições de pressão que ocorrem entre duas quaisquer superfícies em contacto ou com impacto. O *Tactilus®* é um sensor bastante fino que se coloca na interface de contacto para que avalie a distribuição e a magnitude da pressão na mesma, guardando os resultados num computador com o sistema operativo Windows. É elástico e altamente adaptável, daí que possa ser usado para o mapeamento da pressão no coto.

O *Tactilus®* usa vetores de pequenos sensores do tipo FSR capazes de mapear a pressão numa superfície, por poderem medir simultaneamente e dar feedback em paralelo [59]. A Sensor Products Inc. comercializa os sensores com as dimensões desejadas pelo cliente e este apenas pode ser adquirido em conjunto com o respetivo software.

Este sistema tem todos os componentes eletrónicos encapsulados no próprio elemento sensor. O sensor *Tactilus®* consiste numa série de linhas entrelaçadas, que criam uma matriz com 16 384 pontos de deteção. O software estabelece uma comunicação bastante rápida com o

sensor, permitindo a medição da força [60]. Os sensores apenas podem ser adquiridos com o respectivo software.



Figura 2.21 - Sensor Tactilus®, eletrônica e software [61].

É um sistema capaz de suportar milhares de usos, com repetições consistentes e resiste à interferência eletromagnética e a variações de temperatura e de humidade [62]. Porém, o seu custo elevado e a fraca adaptabilidade às superfícies côncavas a que se assemelha a extremidade do coto e o “fundo” do encaixe, representam uma barreira para o seu uso na rotina da prática clínica.

Apesar de uma tecnologia aparentemente promissora e já no mercado, apresenta algumas limitações como é o caso da concavidade apresentada pelo encaixe na zona de suporte do peso, que irá fazer com que o sensor fique enrugado e consequentemente apresente valores de pressão irreais. Uma outra desvantagem, para além do seu elevado custo, é a impossibilidade da sua colocação à volta de todo o membro residual uma vez que isso iria interferir com o sistema de suspensão, principalmente na suspensão por vácuo.

A termografia infravermelha é uma outra técnica possível de utilizar para inferir a pressão dentro do encaixe protésico e é uma técnica não invasiva e relativamente fácil de usar no ambiente clínico [63].

A termografia permite medir em tempo real a temperatura superficial de um corpo/objeto através de uma câmara dedicada. Neste trabalho foi usada uma câmara térmica, como por exemplo a FLIR® A325, com uma resolução especial de 320x240 pixels e uma sensibilidade térmica de 68 mK [63].

Através das imagens térmicas do coto de amputado é possível obter o padrão de distribuição de calor (Figura 2.22) e, com este, inferir o padrão de pressão no mesmo. Baixas temperaturas indicam que não há contacto ou fricção com a prótese, enquanto que altas temperaturas revelam os locais de contacto, ou seja de maior pressão [63].

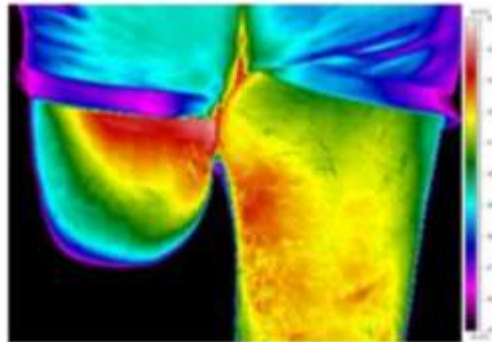


Figura 2.22 - Padrão térmico aquando da visão traseira do coto de um amputado, após 10 minutos a caminhar com a prótese colocada [63].

É possível perceber: defeitos do encaixe, através das forças excessivas aquando da caminhada do indivíduo que se traduzem em aumento de temperatura; inflamações da pele, provenientes por exemplo da humidade excessiva resultante do revestimento do encaixe e ainda classificar e/ou tratar a dor fantasma [64].

Com os resultados obtidos nas experiências desenvolvidas pode inferir-se a viabilidade da termografia como ajuda no processo de ajuste do encaixe da prótese ao coto do paciente, pode ser usada como um indicador, porém são necessários mais estudos noutros tipos de encaixe e uma maior amostra de amputados para que se possa avaliar a viabilidade deste método na rotina da prática clínica.

Concluindo, cada vez se fabricam próteses mais confortáveis e mais ajustadas ao corpo da pessoa, porém não se podem erradicar as próteses desenvolvidas e colocadas, ainda que por vezes não proporcionem o devido conforto para o utilizador, pois a substituição da prótese aporta um custo bastante elevado.

Os sistemas/tecnologias acima referidos foram desenvolvidos com vista ao correto desempenho da prótese, proporcionando o ajuste do encaixe, pois sabe-se que este é o principal componente da prótese, pois, para além de englobar o volume do coto sem inibir a circulação sanguínea e fixar a prótese ao coto do paciente está ainda a seu cargo a transmissão de forças e o controlo dos movimentos.

Tecnologias e protocolos que podem ajudar o protético no ajuste de um encaixe e na comparação do efeito de diferentes revestimentos contribuem significativamente para a satisfação, mobilidade e saúde do paciente.

Essas tecnologias, tal como mencionado acima, existem e algumas até bem promissoras. No entanto, ou pelo seu custo excessivo, ou pela falta de adequabilidade ao local de medição, ou pela falta de um número maior de experiências que provem a eficácia da aplicabilidade das mesmas, estas ainda não são usadas rotineiramente na prática clínica.

2.5 - Conclusão da Revisão Bibliográfica

Na colocação de qualquer membro artificial, o objetivo da prótese é simplesmente restaurar a capacidade do amputado realizar as atividades do cotidiano de uma forma fácil, natural e confortável. Posto isto, os requisitos básicos de uma prótese são três - conforto, função e aspeto (estético e funcional) [65].

Um indivíduo, após a amputação de um membro inferior, suporta o peso do seu corpo em tecidos moles que não foram projetados para essa função. O encaixe da prótese é o componente onde todas as forças atuam e onde há interação do corpo com o solo. Por isso, o encaixe deve ser projetado para distribuir essas forças sobre uma grande área superficial e o mais uniformemente possível, sobre áreas tolerantes a pressão.

É importante, após colocação e uso da prótese, perceber se a distribuição de forças está a ser feita uniformemente por toda a superfície do coto e se o mesmo não se encontra sujeito a valores exagerados de humidade e temperatura, para que se possa atuar no sentido de proporcionar uma melhor reabilitação do paciente.

Devido ao mau ajuste do encaixe e à distribuição de pressão indevida, torna-se comum para amputados o desenvolvimento de problemas nos membros residuais, como desconforto, dor, irritação da pele, úlceras de pressão e infeções associadas. Até agora, o método mais utilizado de controlo para estes problemas é a inspeção individual e o feedback verbal.

Medindo a pressão na interface entre o membro residual e o encaixe da prótese pode obter-se informação valiosa para o processo de fabrico, a modificação e o ajuste adequado do encaixe da prótese.

Ainda que praticamente impossível de fazer um mapeamento completo e correto das pressões na superfície do coto, mesmo recorrendo a sistemas como o *Tactilus*®, importa continuar a investigar no sentido de obter um sistema mais prático e útil e que permita resultados mais satisfatórios.

A maioria dos tipos de próteses envolvem o contacto prolongado com o membro residual, o que faz com que haja um aumento da humidade do ambiente interno do encaixe, tornando-o um excelente meio de cultura para microrganismos como bactérias, leveduras e micoses [18].

O calor/transpiração é um dos problemas mais frequentemente reportado como causador da diminuição da qualidade de vida dos amputados [66]. Assim sendo, é notória a necessidade de monitorização da humidade e da temperatura no ambiente coto-encaixe.

Ao monitorizar a pressão, a humidade e a temperatura é deveras importante perceber se o sujeito em análise se encontra ou não em movimento, para poder analisar os valores resultantes.

A tecnologia evoluiu muito, novos produtos foram inventados/fabricados, ou modernizados em prol das pessoas com deficiência, mas o acesso a esses produtos continua limitado para a grande maioria dessas pessoas [67].

Capítulo 3

Materiais e Métodos

Muitos foram os esforços até ao momento para encontrar o sistema de sensores que mais se ajustasse aos objetivos do projeto. Foram efetuadas reuniões com representantes de empresas como a novel.de e a Citev, e contactaram-se via email a Sensor Prod Inc., a Sensirion, a Kine-matix e a Bosch. Porém, o elevado custo dos sistemas por elas aconselhados/comercializados, associado ao fraco orçamento para desenvolvimento do projeto em causa e às barreiras apresentadas pelo local de medição das variáveis, o encaixe protésico, impediu a aquisição de qualquer sistema. Assim sendo, optou-se por recorrer a sensores individuais para construir o sistema portátil que monitorize a força na interface coto-encaixe, a temperatura, humidade e pressão no interior do *liner* e associe estes resultados ao movimento corporal.

Construiu-se um protótipo (Figura 2.23) para monitorização das variáveis em análise, recorrendo a uma placa Arduino, sensores de Força (Flexiforce A201), um sensor de Pressão, Humidade e Temperatura (BME280), um acelerómetro e ainda um RTC DS1307.

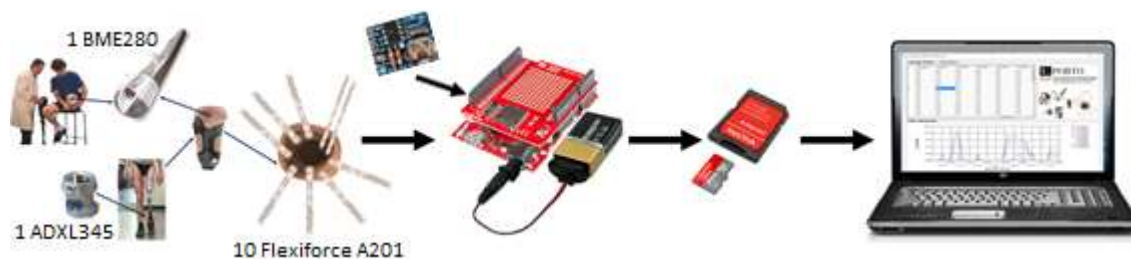


Figura 3.23 - Esquema de funcionamento do sistema construído. Os sensores são ligados à placa de aquisição de dados, a Arduino, na qual se encontra um *shield* para o cartão micro SD, no qual vão ser registados os resultados das medições e que vai servir para colocar no PC, para que se possa abrir o ficheiro *.txt na aplicação de interface para o utilizador.

3.1 - Hardware

Para a construção do sistema de monitorização (Figura 3.23 abaixo), capaz de medir as diferentes variáveis no interior da prótese, recorreu-se a:

- Sensores: 1 BME280 da Bosch
1 Acelerómetro ADXL345 da inmotion

10 FlexiForce A201 da Tekscan

- Filtros: Adaptador FlexiForce 1120_0 da Phidgets
- Placa de Aquisição de Dados: Arduino Mega 2560
- 1 RTC DS1307
- Breadboard
- Fios

Inicialmente, para testar a passagem do sinal para os sensores FlexiForce A201, quando ligados ao adaptador “1120_0 - FlexiForce Adapter” da Phidgets, sem fazer uso do software associado ao mesmo, fez-se uso de uma fonte de alimentação, na qual se estipulou uma saída de 5V e, com a ajuda de um multímetro, verificaram-se os 5V na entrada/alimentação do sensor.

3.2 - Caracterização dos sensores

Tendo em conta as necessidades e o orçamento disponível, o ADXL345, o BME280 e o FlexiForce A201 revelaram ser os sensores mais adequados e, assim sendo, antes de se apresentarem os dados com eles obtidos, faz-se uma breve descrição das funções e características dos mesmos.

Vários dispositivos oferecem várias interfaces de conexão, ou seja, podemos ligá-los ao Arduino usando I2C (*Inter-Integrated Circuit*), Microwire, 1-Wire Bus ou SPI (*Serial Peripheral Interface*) [68].

Tanto o acelerómetro como o sensor de temperatura/humidade/pressão, foram ligados por I2C, tal como exemplificado na figura 3.24 abaixo:

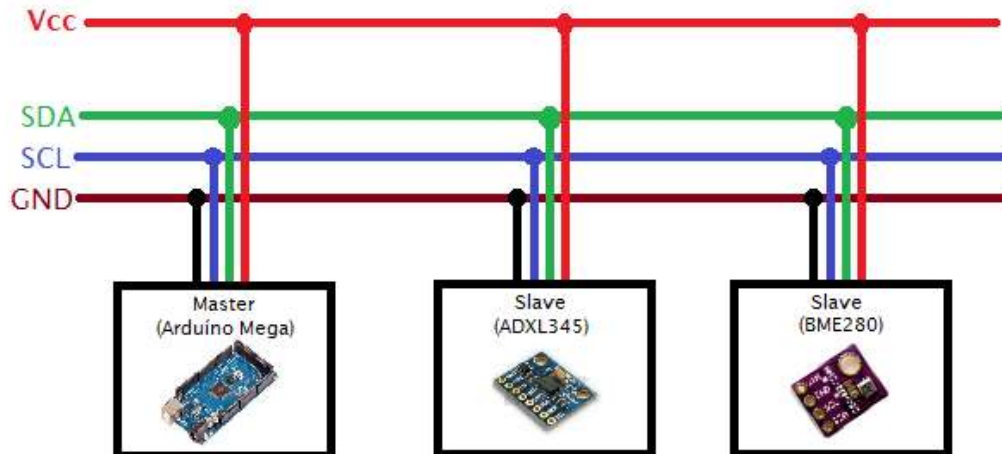


Figura 3.24 - Sensores ADXL345 e BME280 a atuar como Slaves de um Arduino Master.

O I2C é um protocolo de comunicação que permite uma boa modularização das comunicações, baixando o tempo e o custo computacional, assim como uma grande flexibilidade no funcionamento, consumindo pouca corrente, e sendo bastante imune a ruídos. É um protocolo útil que permite a troca de dados entre microcontroladores e periféricos com um mínimo de fios/ligações.

O Arduino vem com pinos próprios para este tipo de ligação, no caso do Arduino Mega, usado neste projeto, os pinos utilizados são o 20(SDA - *Serial Data*) e o 21(SCL - *Serial Clock*). O SDA

é o pino que efetivamente transfere os dados, e o SCL serve para temporização entre os dispositivos, de modo a que a comunicação pela SDA possa ter confiabilidade. Tanto o envio como a receção de dados são realizados através da linha SDA, ou seja, é uma linha bidirecional de comunicação.

Esta escolha do protocolo de comunicação revela-se vantajosa, uma vez que a outra alternativa seria a comunicação por SPI. Porém este protocolo exige três linhas de transmissão de informações.

Para a recolha de dados dos sensores, todos os ensaios foram conduzidos em ambiente controlado de forma a garantir a máxima exatidão dos resultados.

3.2.1 - Acelerómetro

Atualmente, o uso do acelerómetro para inferir sobre o movimento humano, tem-se revelado bastante benéfico. O seu baixo custo, a sua versatilidade quanto ao local de utilização para realização das experiências, o seu reduzido tamanho, que faz com que não interfira na caminhada do participante e a variedade de modelos com diferentes sensibilidades para aquisição, são características que se revelam extremamente vantajosas para esse fim [69].

O objetivo do uso do acelerómetro na avaliação de próteses transfemorais é inferir a fase da marcha do amputado, quando determinados valores de força são verificados na interface coto-encaixe.

Um acelerómetro é um transdutor eletromecânico que mede a taxa de mudança de velocidade de um objeto ao longo do tempo, relativamente à gravidade. É um dispositivo que mede a aceleração de um objeto ao qual se encontra ligado [70]. Esta aceleração pode ser obtida segundo uma, duas ou três direções, utilizando acelerómetros uni, bi ou triaxiais, respetivamente.

O sensor é uma estrutura de superfície micromaquinada de polissilício, construída no topo de uma *wafer* de silício. Molas de polissilício suspendem a estrutura sobre a superfície da *wafer* e proporcionam uma resistência contra as forças de aceleração.


A deflexão da estrutura é medida usando condensadores diferenciais que consistem em placas fixas independentes e placas fixadas à massa em movimento. A aceleração deflete o feixe e desequilibra o condensador diferencial, resultando numa saída do sensor cuja amplitude é proporcional à aceleração. A demodulação sensível à fase é utilizada para determinar a magnitude e a polaridade da aceleração.

Escolheu-se o ADXL345 (Tabela 3.1) por ser de tamanho reduzido, baixo custo (<5€) e consumo (40µA em modo medição e 0.1µA em standby) e alta resolução (até 13-bits).

O módulo sensor é o coração do acelerómetro e pode ser alimentado por uma fonte DC que opere na faixa de 2,0 até 3,6V, sendo que o valor típico indicado pelos fabricantes é de 3,3V(standard).

As informações medidas podem ser disponibilizadas ao microcontrolador através das interfaces de comunicação I2C ou SPI (3 ou 4 fios) em palavras de 16-bits a complemento de dois.

Tabela 3.1 - Características do acelerómetro ADXL345.

Dispositivo	Gama	Interface	Eixos	Requisitos de alimentação	Caraterísticas adicionais
 ADXL345	± 2, 4, 8, 16g	SPI e I2C	3	2.0 a 3.6V 40-145 µA	Gama de medida selecionável, detecção de queda livre, detecção de toques individuais e duplos, seleção de largura de banda, modos de alimentação programáveis.

Este acelerómetro mede em metros por segundo ao quadrado (m/s^2) ou em g's. A única força-g no planeta Terra é equivalente a $9,8 \text{ m/s}^2$, podendo variar ligeiramente com a distância ao núcleo do planeta, ou seja, com a elevação. Assim sendo, e visto que 1 g é equivalente à aceleração de um corpo em queda livre, 1g corresponde a cerca de $9,8057 \text{ m/s}^2$, à superfície da Terra.

O ADXL345 é um sistema que permite a medição da aceleração nos três eixos (x,y,z) (Figura 3.25), com uma gama completa de medição selecionável de $2(\pm 2\text{g})$, 4, 8 ou 16 vezes o valor da aceleração da gravidade da Terra (g). É possível com este dispositivo medir tanto a aceleração dinâmica resultante do movimento ou choque como a aceleração estática, como a gravidade, que permite que o dispositivo possa ser usado também como um sensor de inclinação [71].

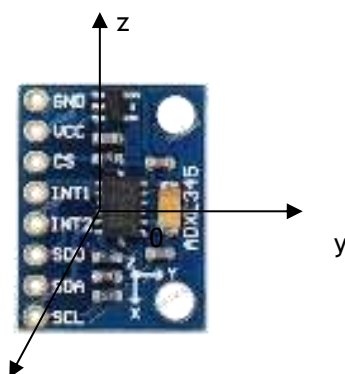


Figura 3.25 - Referencial Cartesiano que serve de referência para as medições do acelerómetro.

3.2.2 - Sensor de pressão, humidade e temperatura - Bosch BME280

Para obter a temperatura, a humidade e a pressão no interior do *liner*, entendeu-se que o módulo sensor BME280 da Bosch (Tabela 3.2) seria o mais adequado, devido ao seu micro tamanho e ao seu baixo consumo de energia (máx. $3.6 \mu\text{A}$ @1Hz).


O sensor de humidade apresenta um tempo de resposta extremamente rápido e alta precisão; o sensor de pressão é um sensor de pressão barométrica absoluta que apresenta elevada precisão e resolução, a muito baixo ruído; o sensor de temperatura tem alta resolução e baixo ruído, foi integrado principalmente para a compensação de temperatura dos sensores de pressão e de humidade, porém também pode ser utilizado para estimar a temperatura ambiente [73].

Para incorporar o sensor no sistema de monitorização, forraram-se os fios elétricos e os cantos do sensor com adesivo antibacteriano.

3.2.3 - Sensor de força - FlexiForce® A201

Escolheram-se os sensores FlexiForce® por serem flexíveis o suficiente para permitir a medição não-intrusiva. Este facto é de extrema importância no caso da aplicação do sistema deste projeto, a monitorização de variáveis dentro do encaixe protésico. A prótese fica segura pelo vácuo criado entre o *liner* e o encaixe protésico, logo importa não interferir com as condições do vácuo. Estes apresentam as características (Tabela 3.3 abaixo) ideais para o propósito da aplicação.

Tabela 3.3 - Características do sensor FlexiForce A201.

Dispositivo	Gamas	Área Sensível	Espessura	Requisitos de alimentação	Caraterísticas adicionais
 <p>FlexiForce A201</p>	0 - 1, 0 - 25, 0 - 100 lb	0.375" diâmetro (9.53mm)	0,008" (0,208 mm)	5V	A gama dinâmica do sensor pode ser modificada alterando a tensão de acionamento e ajustando a resistência de realimentação do circuito integrante; opera sob temperaturas entre -9°C e 60°C; apresenta um tempo de resposta inferior a 5 µs.

Os sensores FlexiForce® (Figura 3.27) são sensores de força piezoresistivos, com um conector macho de 3 pinos. São ajustáveis, versáteis e podem ser produzidos em diversas formas e tamanhos, ajustando-se à sua aplicação. São ferramentas de medição de força personalizáveis e económicas. Uma grande vantagem é a diminuta espessura (0.008") e a elevada flexibilidade do circuito impresso que deteta a força de contacto. É um circuito impresso ultrafino e flexível [74]. A acrescer a este facto revelam-se também económicos, cada sensor ronda os 18€.



Figura 3.27 - Sensor FlexiForce® modelo A201 [75].

Cada sensor é constituído por duas camadas de substrato (poliéster/poliamida). Em cada camada, um material condutor (prata) é aplicado, seguido por uma camada de tinta sensível a pressão. Para formar o sensor de força, usa-se um adesivo. Este adesivo é usado para laminar as duas camadas de substrato em conjunto, dando assim forma ao sensor. As diferentes camadas estão demonstradas na Figura 3.28 abaixo.

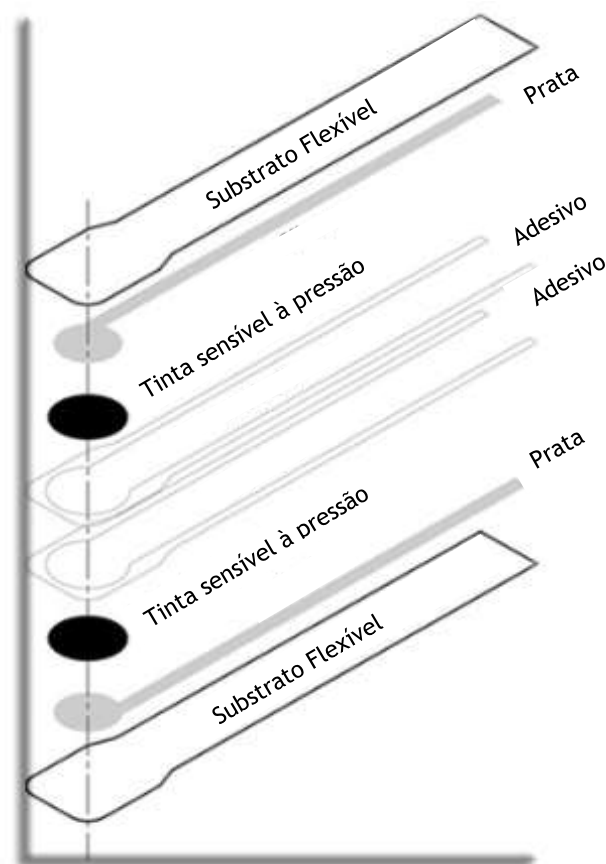


Figura 3.28 - Constituição do sensor FlexiForce A201 [88].

A área de leitura é bastante reduzida, comparativamente ao tamanho global do sensor e é definida pelo círculo de prata na extremidade do mesmo, no topo da tinta sensível à pressão. A prata estende-se desde a área de sensibilidade até aos conectores na outra extremidade do sensor, formando os fios condutores.

Os sensores A201 terminam então em 3 pinos machos quadrados, o que lhes permite serem facilmente incorporados num circuito. Os dois pinos externos do conector estão ativos e o pino central está inativo.

Estão disponíveis em três gamas de força diferentes: baixa 4,4N (0-1 lb), média 111N (0-25 lb) e alta 445N (0 - 100 lb). Estas gamas de força são aproximações, uma vez que a gama de

força do sensor pode ser modificada, alterando parâmetros no circuito em que se encontra inserido.

Como sensores piezoresistivos, o seu princípio de funcionamento baseia-se no facto de a sua resistência ser inversamente proporcional à força sobre eles aplicada. Quando o sensor não tem qualquer carga sobre ele apresenta uma resistência muito elevada. Mas, quando uma força é aplicada sobre ele, esta resistência diminui. Na Figura abaixo está o gráfico Força vs. Resistência e Força vs. Condutância($1/R$):

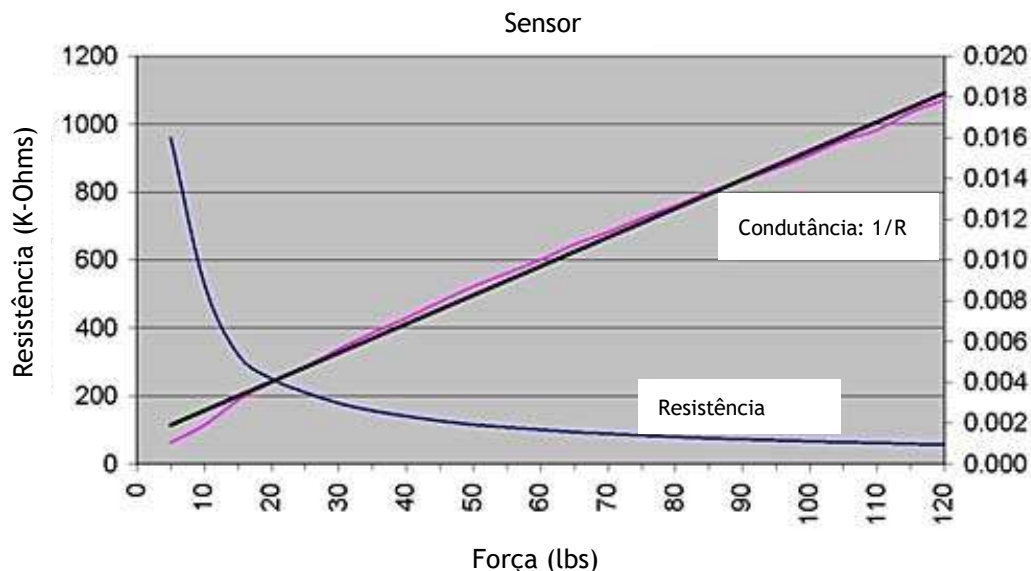


Figura 3.29 - Gráfico que demonstra as características de resposta do sensor FlexiForce® A201; Força vs. Resistência e Força vs. Condutância($1/R$) [75].

É de salientar a variação brusca na resistência quando aplicada ao sensor uma força inferior a cerca de 10 lbs. Esta característica é útil quando se pretende usar sensores deste tipo para interruptores.

Forças aplicadas superiores a cerca 30lbs fazem com que o comportamento do sensor seja praticamente linear.

Além destas características, é importante também ter em atenção, aquando da escolha e do uso do sensor, a importância da filtragem do sinal deste proveniente.

Não só para facilitar a interface sensor-Arduíno, como também para se obter um sinal mais limpo, ao invés de ligar diretamente o sensor ao Arduíno, colocou-se uma placa com um circuito de filtragem.

O adaptador da Phidgets (Figura 3.30) facilita a interface do sensor com o PC.



Figura 3.30 - Adaptador Phidgets para os Sensores FlexiForce A201 [76].

3.2 - Colocação dos sensores

Para a colocação dos sensores foi necessário definir estrategicamente sítios específicos, para que os resultados obtidos das medições possam ser correta e comparativamente analisados.

O sensor de pressão, humidade e temperatura deve ser colocado no interior do *liner*.

Os sensores de força devem ser colocados onde se prevê maiores valores de pressão, sendo para isso usada como guia a imagem de termografia mostrada abaixo (Figura 3.31) esquemas que demonstram as zonas de apoio do fémur no encaixe protésico (Figura 3.32) e ainda tabelas que comparam os valores de pressão na interface coto-encaixe em dois diferentes sistemas de suspensão (Tabela 3.4).

Foi após análise do padrão da distribuição de pressão obtido no encaixe protésico, por Termografia, que se definiram os locais onde a colocação dos sensores de pressão pode ser mais vantajosa. Importa sempre ao ortoprotésico atuar na zona onde a prótese está a causar mais desconforto ao paciente.

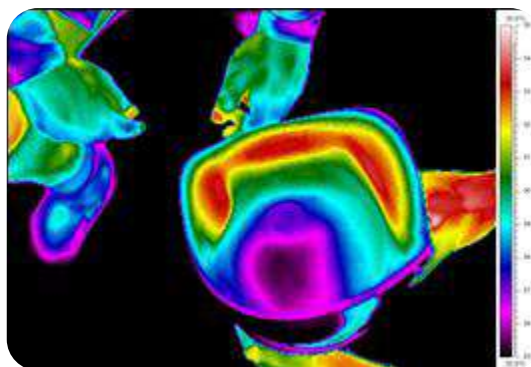


Figura 3.31 - Distribuição da pressão no encaixe protésico avaliada por Termografia [63].

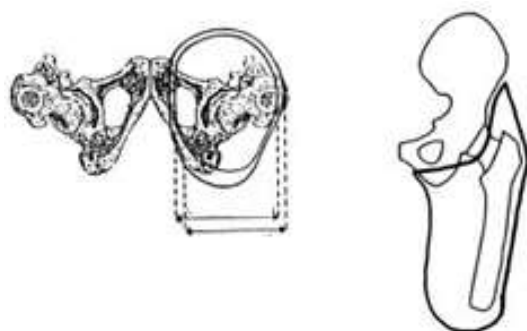


Figura 3.32 - Apoio do fémur no encaixe de contenção isquiática.

Tabela 3.4 - Pressão pico média (fase de apoio e balanço) em kPa para as quatro grandes regiões do membro residual [76].

Descriptive statistics								
	Suspension type	N	Mean peak pressure stance*	Std. deviation	Sig	Mean peak pressure swing*	Std. deviation	Sig
Anterior proximal	Pin/Lock	10	53.3	14.5	0.251	15.2	2.1	0.001*
	Holo		48.5	11.8		4.8	2.7	
Anterior middle	Pin/Lock	10	46.6	10.7	0.220	14.5	3.2	.072
	Holo		48.1	12.3		11.4	1.9	
Anterior distal	Pin/Lock	10	50.4	12.1	0.001*	24.3	2.4	0.001*
	Holo		44.5	14.2		3.1	1.1	
Posterior proximal	Pin/Lock	10	46.5	11.2	0.956	18.9	3.5	0.001*
	Holo		46.3	14.7		5.4	1.7	
Posterior middle	Pin/Lock	10	46.4	14.5	0.577	13.4	2.1	0.099
	Holo		45.8	14.1		11.2	1.8	
Posterior distal	Pin/Lock	10	62.2	19.9	0.003*	31.8	4.3	0.001*
	Holo		57.8	20.2		6.1	2.8	
Lateral proximal	Pin/Lock	10	50.1	18.9	0.434	17.3	3.1	0.001*
	Holo		51.5	19.8		7.9	2.7	
Lateral middle	Pin/Lock	10	53.9	13.5	0.006*	24.3	4.2	0.001*
	Holo		57.3	12.7		8.7	1.2	
Lateral distal	Pin/Lock	10	60.7	19.5	0.092	19.4	2.6	0.001*
	Holo		58.6	21.2		8.6	2.3	
Medial proximal	Pin/Lock	10	43.3	14.4	0.062	17.3	3.6	0.009*
	Holo		42.3	13.2		8.6	1.4	
Medial middle	Pin/Lock	10	49.3	11.9	0.005*	26.5	4.1	0.001*

Quanto ao acelerómetro, optou-se pela sua colocação na parte exterior de um componente protésico, o tubo duplo (Figura 3.33), uma vez que este sensor apenas é utilizado no sistema para inferir a aceleração do sujeito e, colocado neste local, não interfere com o conforto nem com a função protésica.

Para fixar o sensor ao tubo duplo da prótese recorreu-se a tiras de velcro.



Figura 3.33 - Acelerómetro ADXL345 colocado no exterior do tubo duplo (componente protésico).

Para se obterem resultados mais corretos o sensor foi programado para tomar o valor 0 de aceleração em todos os eixos quando na posição vertical, uma vez que se coloca agregado à prótese na posição vertical.

Nota: Antes da sua colocação, todos os sensores foram limpos com soro fisiológico.

3.3 - Requisitos de alimentação

O circuito elétrico implementado no protótipo do sistema é alimentado externamente por uma bateria/pilha de 9V, conectada à placa de aquisição de dados através da entrada jack, que possui o positivo no centro (Figura 3.34).

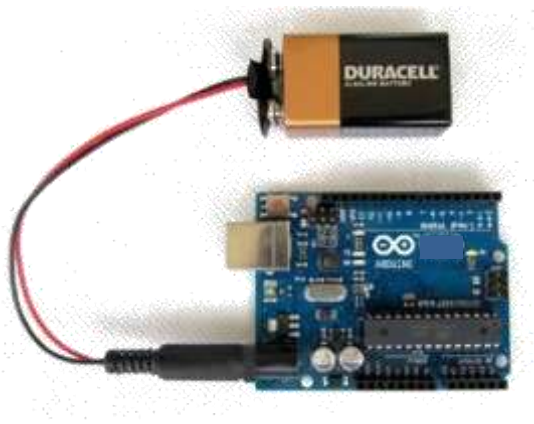


Figura 3.34 - Alimentação do Arduino através de uma fonte externa, bateria de 9V, pela entrada jack.

Optou-se por esta tensão de alimentação pois o valor de tensão da fonte externa para alimentar o Arduino Mega 2560 deve estar entre 6V e 20V (limite). Porém, se alimentada com uma tensão abaixo dos 7V, a tensão de funcionamento, que é de 5V nesta placa, pode ficar instável. Se alimentada com uma tensão acima dos 12V, o regulador de tensão intrínseco pode sobreaquecer e danificar a placa. E é devido a estes factos que se recomenda o uso de tensões de alimentação por fonte externa entre 7V e 12V.

Quanto à corrente que alimenta o circuito, para testar a viabilidade da utilização da pilha de 9V, recorreu-se a um multímetro.

Colocou-se o multímetro em série, no circuito, com o sistema em funcionamento e viu-se a corrente que o mesmo consumia. Dessa medição resultou um valor que rondava os 92mA.

Como a pilha de 9V revela uma capacidade de cerca de 550 mAh, ao fazer os cálculos ($550\text{mAh}/92\text{mA}$), concluiu-se que o sistema, alimentado por esta, poderia estar em funcionamento mais de 5 horas consecutivas, sem estar ligado via USB ao PC. Nota-se com isto também o baixo consumo dos sensores que integram o sistema de medição [77].

Assim sendo, conclui-se que alimentar o sistema a 9V é uma escolha acertada.

3.4 - Programação

Um dos objetivos desta dissertação foi desenvolver uma aplicação de software que permitisse a conversão de instruções escritas em linguagem C/C++, numa linguagem interpretada pelas placas Arduino. Posto isto, de acordo com a análise realizada ao sistema físico no qual a aplicação concebida será executada, foram então estabelecidas as instruções que se pretende que sejam reconhecidas pelo mesmo, por forma a conseguir coletar todos os dados dos sensores integrantes. Não obstante, recorrendo sempre à implementação de mecanismos de programação que tornavam o software desenvolvido o mais genérico possível, para que este reconhecesse não só o conjunto de instruções escolhido, como também possuísse uma estrutura passível de integrar facilmente novas instruções.

Finalmente, após vários testes utilizando as aplicações desenvolvidas, com diferentes combinações de instruções, foi possível confirmar o bom funcionamento da aplicação de software desenvolvida.

O software tem a capacidade de fornecer ao utilizador a data e hora a que foi realizado o ensaio, assim como a temperatura, pressão, humidade, aceleração (x,y,z), ângulo de movimento e ainda a força a que o coto do amputado está sujeito aquando do uso da prótese trans-femoral.

Neste subcapítulo explicar-se-á o funcionamento da aplicação de software desenvolvida.

Para se tornar mais fácil ter uma perceção do funcionamento do programa desenvolvido, abaixo, na Figura 3.35 é apresentado o *flowchart* do mesmo.

3.4.1 - Diagrama de Fluxo do software do sistema

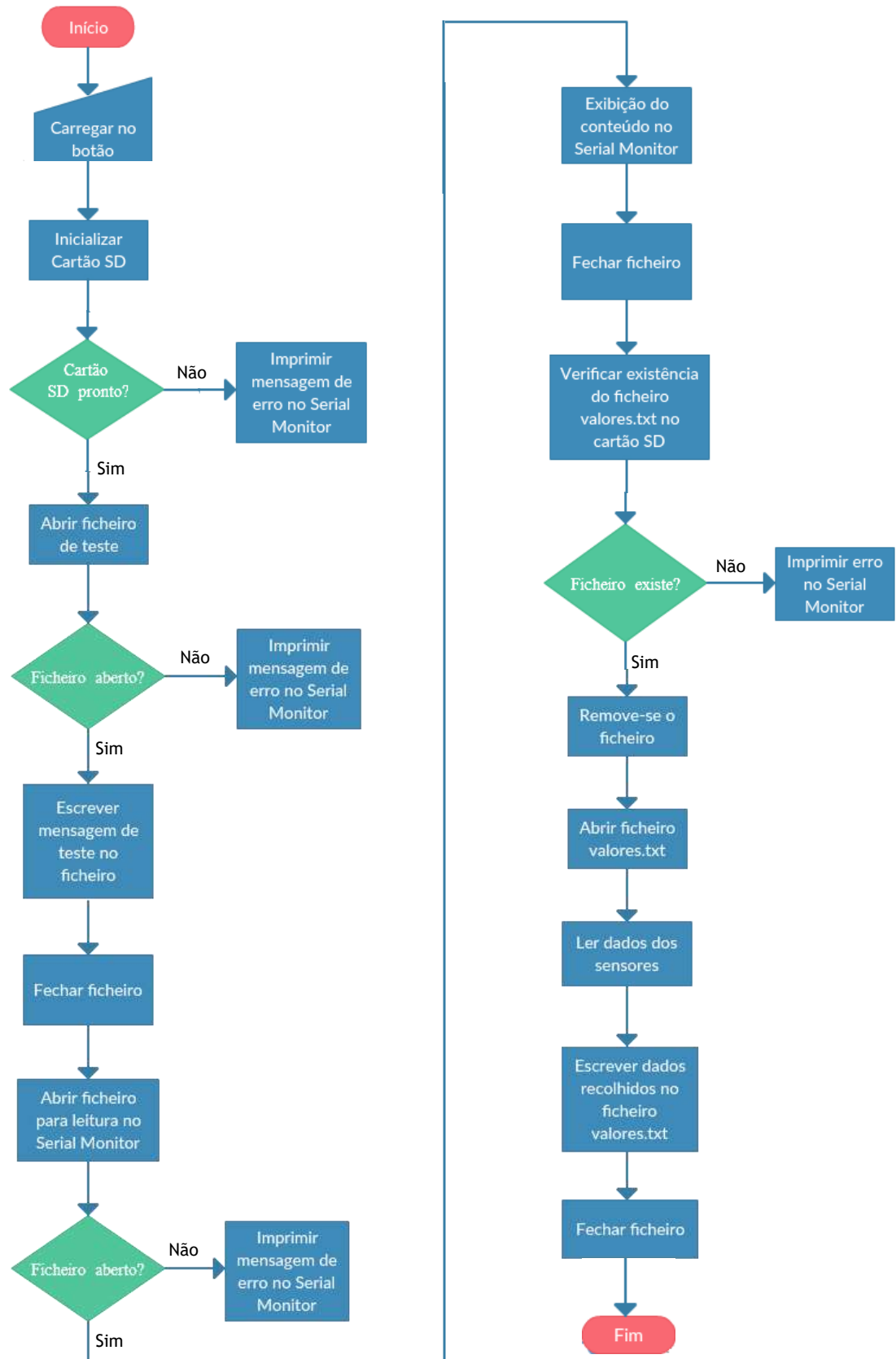


Figura 3.35 - Diagrama de Fluxo do software do sistema.

3.4.2 - Código

Uma aplicação tem diversas fases pelas quais passa durante a sua construção. A programação de código fonte é uma das fases em que existe maior probabilidade de se inserirem vulnerabilidades e, consequentemente, a que requer maior atenção.

Para conseguir essa programação, foram consultados os *datasheets* de cada um dos sensores e foram inseridas no código fonte todas as fórmulas necessárias para induzir o maior grau de fiabilidade aos dados provenientes dos sensores e posteriormente fornecidos ao utilizador.

No Anexo 1, mostra-se o código integral do software do sistema de medição construído neste projeto.

É de salientar as partes onde se ordena a escrita no ficheiro dos dados provenientes dos sensores.

Para que fosse possível o Arduino reconhecer os diversos sensores, assim como o Cartão SD, foi necessário incluir no código fonte algumas bibliotecas e definir os endereços de I2C que identificam os sensores que se encontravam ligados por I2C, tal como mostrados na figura 3.36 abaixo.

```
#include <Wire.h>
#include <ADXL345.h>
#include <Adafruit_ADXL345_U.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>

#include <SPI.h>
#include <SD.h>

#define DS1307_ADDRESS 0x68
#define BME280_ADDRESS 0x76 // Ligar o SDO ao GND quando o sensor tem esse pino
```

Figura 3.36 - Trecho do código fonte do sistema, onde se incluem as bibliotecas necessárias à comunicação do Arduino com os sensores e onde se definem os endereços para cada um dos sensores ligados em I2C.

As bibliotecas são incluídas para facilitar a leitura do código do programa final, uma vez que evita a escrita das inúmeras linhas de código que por vezes são escritas dentro dos *sketches* das mesmas. Possuem funções, os métodos, para acionar os dispositivos, configurá-los ou executar alguma outra tarefa.

Para além das bibliotecas, para que seja possível, dispositivos que comunicam através do mesmo protocolo de comunicação, estabelecerem a comunicação ao mesmo tempo, foi necessário definir os endereços físicos de cada um dos *escravos* que se liga ao *master*. Para isso recorreu-se ao programa *I2C Scanner*, cujo código é fornecido pela Arduino, no site (<http://playground.arduino.cc/Main/I2cScanner>), do qual resultaram os valores apresentados na figura (3.36) acima, 0x68 e 0x76.

Após incluir no código partes/linhas que permitam a comunicação serial e onde se declaram as variáveis a utilizar, é necessário ordenar a recolha de dados dos sensores e informar a placa de aquisição de dados de quais as conversões e cálculos a serem feitos para que os resultados das medições sejam apresentados corretamente ao utilizador. De entre estas linhas de código, onde constam diversas funções, fórmulas e declarações, são de salientar os trechos de código

onde se ordena a inicialização do cartão SD, a abertura dos ficheiros “test.txt” (Figura 3.37) e “valores.txt” (Figura 3.38) e a escrita para o ficheiro dos dados provenientes dos sensores, tal como mostrado nas Figuras 3.39 e 3.40 abaixo.

```
Serial.print("A inicializar o cartão SD...");

if (!SD.begin(4)) {
  Serial.println("Falha ao inicializar o cartao SD!");
  return;
}
Serial.println("Cartão SD pronto.");

// Abre o ficheiro. Só um ficheiro pode ser aberto de cada vez,
// então é necessário fechar este que se vai abrir, antes de abrir outro.
myFile = SD.open("test.txt", FILE_WRITE);

// se o ficheiro foi aberto, ok, escrever para ele:
if (myFile) {
  Serial.print("A escrever para test.txt...");
  myFile.println("testing...");
  // Fecha o ficheiro:
  myFile.close();
  Serial.println("fechou ficheiro.");
} else {
  // se o ficheiro não abrir, imprimir erro:
  Serial.println("erro a abrir o test.txt");
}
```

Figura 3.37 - Parte do código fonte onde se inicializa o cartão SD e se abre o ficheiro de teste para verificar o funcionamento do mesmo.

```
if (SD.exists("valores.txt")) {
  SD.remove("valores.txt");
  Serial.println("valores.txt removido.");
} else {
  Serial.println("valores.txt nao existe.");
}
```

Figura 3.38 - Trecho de código onde se verifica se existe no cartão SD algum ficheiro para escrita dos valores dos sensores (valores.txt), de alguma anterior utilização do sistema e, caso exista, é removido, para que posteriormente se possa abrir um novo, com o mesmo nome.

A seguir encontra-se o cabeçalho que é escrito no ficheiro de texto valores.txt, indicando a que variáveis correspondem os valores apresentados, a partir da segunda linha do documento. Esta abertura do ficheiro valores.txt para escrita do cabeçalho é definida na função *setup* para que seja executada uma só vez.

```
myFile = SD.open("valores.txt",FILE_WRITE);
myFile.print("Amostra Data Hora Temp(°C) Press(kPa) HR(%) X(m/s^2) Y(m/s^2) ");
myFile.print("Z(m/s^2) Angulo_x(°) Angulo_y(°) LAnalog1 LAnalog2 ");
myFile.print("LAnalog3 LAnalog4 LAnalog5 LAnalog6 LAnalog7 LAnalog8 ");
myFile.print("LAnalog9 LAnalog10 Tensao1(mV) Tensao2(mV) Tensao3(mV) ");
myFile.print("Tensao4(mV) Tensao5(mV) Tensao6(mV) Tensao7(mV) Tensao8(mV) ");
myFile.print("Tensao9(mV) Tensao10(mV) Forca1(lbs) Forca2(lbs) Forca3(lbs) ");
myFile.print("Forca4(lbs) Forca5(lbs) Forca6(lbs) Forca7(lbs) Forca8(lbs) ");
myFile.print("Forca9(lbs) Forca10(lbs) Forca1(N) Forca2(N) Forca3(N) ");
myFile.print("Forca4(N) Forca5(N) Forca6(N) Forca7(N) Forca8(N) ");
myFile.print("Forca9(N) Forca10(N) ");
```

Figura 3.39 - Código onde se abre o ficheiro “valores.txt” para definir e escrever nele o cabeçalho, por forma que nas linhas abaixo só se escrevam números/valores provenientes d e seja fácil abrir o ficheiro “.txt” e colocar os dados em tabelas.

O trecho de código apresentado a seguir mostra como se ordena a abertura do ficheiro para escrita dos valores e o que se ordena que se escreva lá.

```

//abrir ficheiro e colocar la coisas
myFile = SD.open("valores.txt",FILE_WRITE);
if (myFile) {
  Serial.print("Siga");
} else {
  Serial.print("Abortar");
  return;
}

myFile.print(temp_act);myFile.print(" ");
myFile.print(press_act);myFile.print(" ");
myFile.print(hum_act);myFile.print(" ");

                                (...)

myFile.print(Z); myFile.print(" "); // colocou-se o Z em vez do X porque se
                                // alterou a posicao do acelerometro para vertical

myFile.print(Y);myFile.print(" "); //
myFile.print(X); myFile.print(" "); //

myFile.print(rolldeg); myFile.print(" "); // angulo calculado em graus
myFile.print(pitchdeg); myFile.print(" "); // angulo calculado em graus; colocou-se
                                // X em vez de Z porque se alterou
                                // a posicao do acelerometro para vertical

//Mostrar dados dos FlexiForce A201

                                (...)

myFile.print(FlexiForceReading0 );myFile.print(" ");

                                (...)

myFile.print(FlexiForceVoltage0 );myFile.print(" ");

                                (...)

myFile.print(FlexiForceForce0 );myFile.print(" ");

                                (...)

myFile.print(FlexiForceForceN0 );myFile.print(" ");

                                (...)

myFile.println();// acabou uma leitura de todos os dados que os sensores recolheram num
ciclo
// close the file:
myFile.close();

```

Figura 3.40 - Trechos de código onde se abre o ficheiro que irá conter os valores das variáveis em estudo (valores.txt) e escrita destes valores no mesmo.

Para analisar a fiabilidade dos valores fornecidos pelo sistema construído, foram comparados os resultados fornecidos pelo sistema com os provenientes de um termohigrómetro e de outros programas exemplo para o acelerómetro e para os FlexiForce.

3.5 - Interface para o utilizador

Para que ocorresse a interação Homem-máquina e para que o sistema fosse intuitivo e fácil de usar, foi necessário “desenhar” uma interface para apresentar ao utilizador os valores recolhidos pelos sensores.

Esta interface fornece um meio de Entrada e um meio de Saída, ou seja, o utilizador pode manipular o sistema (entrada), neste caso com a escolha e abertura de um ficheiro de valores *.txt e através de cliques nos dados, e o sistema pode produzir os efeitos das ações do utilizador, organizar os dados em tabela e desenhar os gráficos.

Desenvolveu-se uma aplicação, na plataforma .NET da Microsoft, com Windows Forms, em Visual C#, um ficheiro executável para abrir em qualquer computador com o Windows. Uma aplicação leve, ou seja, ocupa pouco espaço na memória em que estiver armazenada, o que facilita, p.e., o seu envio por email e a colocação numa memória externa portátil.

Os dados são obtidos pelo sistema e guardados num ficheiro “.txt”, com a síntese apresentada a seguir na Figura 3.41.

```
Amostra_Data_Hora_Temp(°C)_Press(kPa)_Hum(%)_X(m/s^2)_Y(m/s^2)_Z(m/s^2)_An-
gulo_x(°)_Angulo_y(°)_LAnalog1_LAnalog2_LAnalog3_LAnalog4_LAnalog5_LAna-
log7_LAnalog8_LAnalog9_LAnalog10_Tensao1 (mV)_Tensao2 (mV)_Tensao3 (mV)_Tensao4
(mV)_Tensao5 (mV)_Tensao6 (mV)_Tensao7 (mV)_Tensao8 (mV)_Tensao9 (mV)_Tensao10
(mV)_Forca1 (lbs)_Forca2 (lbs)_Forca3 (lbs)_Forca4 (lbs)_Forca5 (lbs)_Forca6 (lbs)_Forca7
(lbs)_Forca8 (lbs)_Forca9 (lbs)_Forca10 (lbs)_Forca1 (N)_Forca2 (N)_Forca3 (N)_Forca4
(N)_Forca5 (N)_Forca6 (N)_Forca7 (N)_Forca8 (N)_Forca9 (N)_Forca10 (N)_//
```

Figura 3.41 - Exposição da síntese do cabeçalho do ficheiro “valores.txt”, o estilo de ficheiro que vai constituir uma entrada na aplicação para interface para o utilizador. Nas linhas a seguir ao cabeçalho, substituem-se os nomes das variáveis pelos respetivos valores medidos. Não obstante, todas as linhas têm a mesma estrutura que esta.

É necessário que haja delimitadores fixos e constantes entre os valores obtidos, para que posteriormente qualquer programa que permita abrir ficheiros .txt, possa mostrá-los corretamente separados e fazer a sua representação gráfica, se o utilizador pretender. No caso deste projeto foi definido como delimitador entre os valores das diversas variáveis o carater “_” (espaço).

Aquando da abertura da aplicação, a janela que é apresentada ao utilizador quando executa a aplicação é a que está representada na Figura 3.42 abaixo.

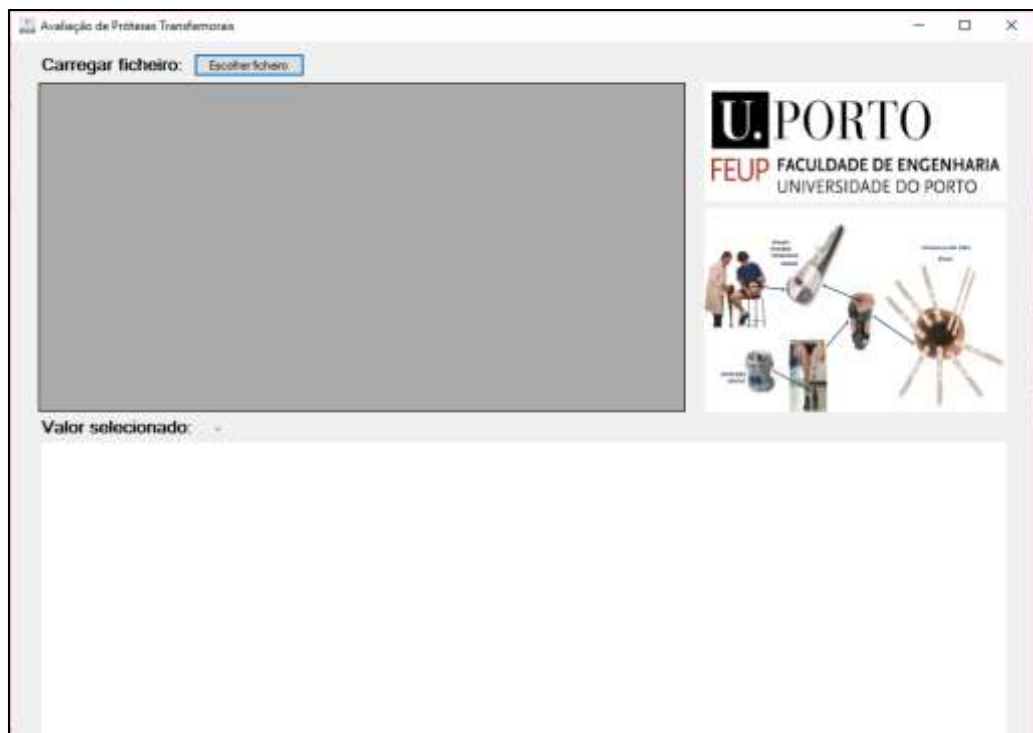


Figura 3.42 - Janela principal/Ecrã Inicial da Interface do Utilizador. Permite que o utilizador escolha o ficheiro ".txt" que pretende analisar e a aplicação irá automaticamente abrir os dados e colocá-los em tabela, na janela superior interior.

Para iniciar o processo de importação do ficheiro o utilizador deve clicar no botão “Escolher ficheiro” e escolher qual o ficheiro de dados que pretende visualizar no ecrã. Com esta ação, a aplicação irá apresentar os dados contidos no ficheiro *.txt, devidamente alinhados e distribuídos por linhas e colunas, por forma a facilitar a sua leitura, tal como mostrado na Figura 3.43 abaixo.

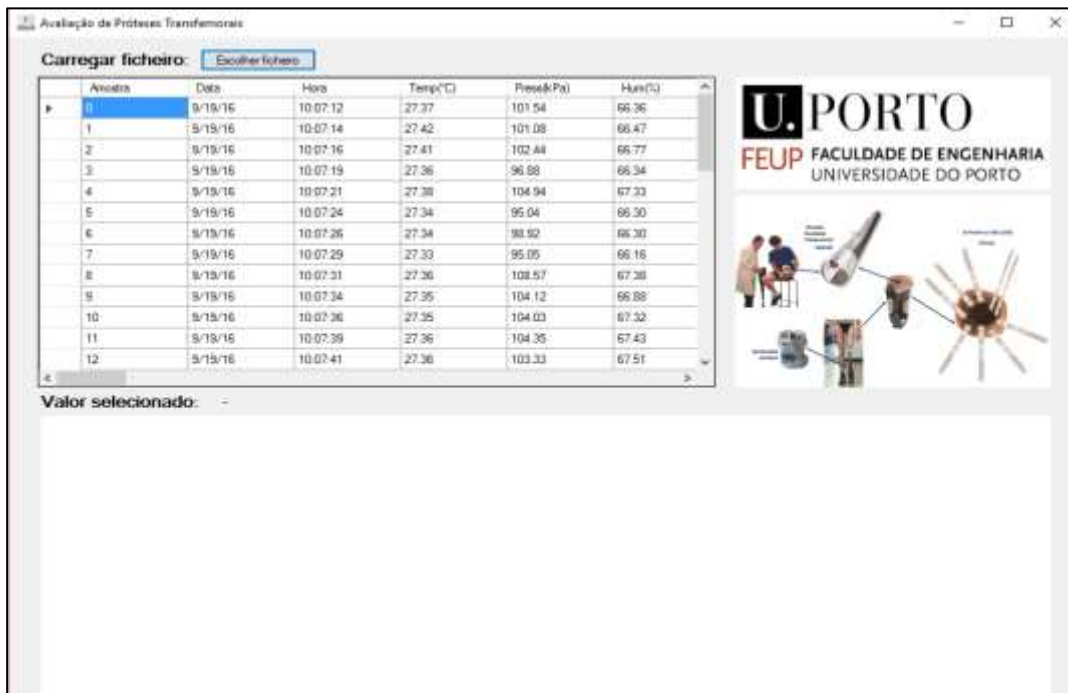


Figura 3.43 - Aparência do ecrã após escolhido e aberto o ficheiro *.txt. Os dados já estão inseridos na tabela e prontos para se traçar o gráfico das diferentes variáveis em relação ao Tempo.

Para além desta opção de colocar os valores em tabela, com um duplo clique sobre qualquer valor de alguma coluna, a aplicação vai apresentar o Gráfico da evolução dessa variável ao longo do Tempo durante o qual decorreu o Ensaio, tal como apresentado na Figura 3.44 abaixo.

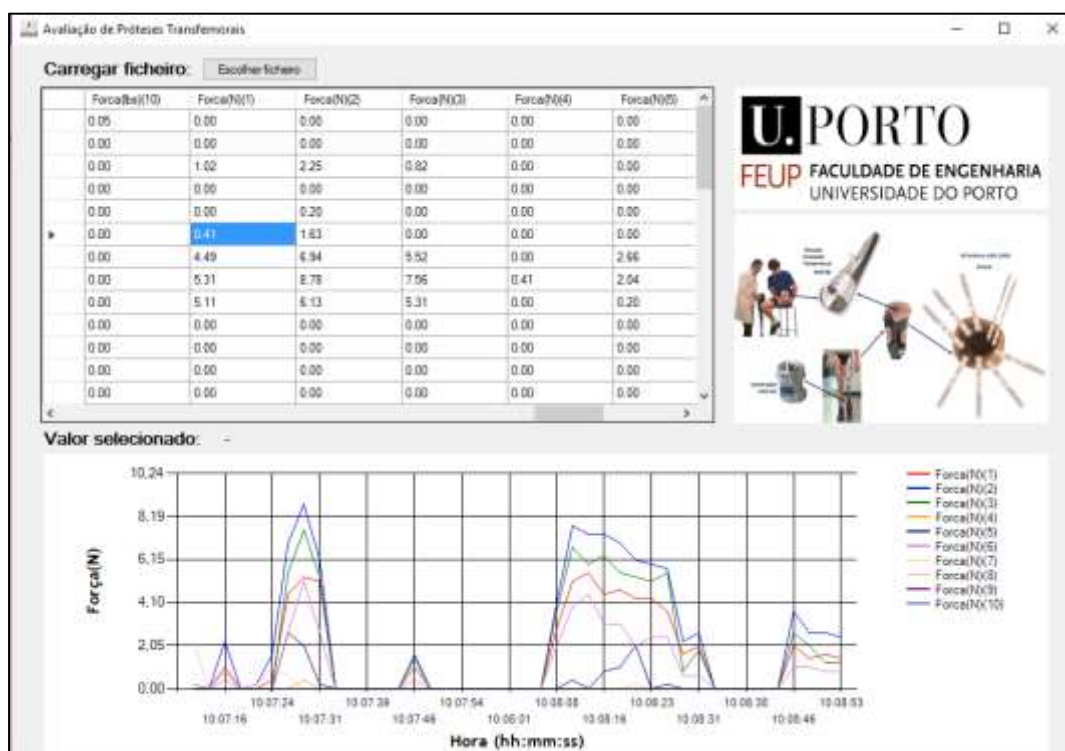


Figura 3.44 - Aparência do ecrã após duplo-clique numa célula que contenha um valor medido. Com o duplo clique é traçado, na janela inferior do ecrã, o gráfico da variável que está contida na coluna correspondente à célula clicada, relativamente ao Tempo.

Como a quantidade de dados tende a ser elevada nos ficheiros que se irão abrir na aplicação, optou-se por não colocar rótulos nos dados, mas sim fazer com que ao passar o cursor por cima de cada ponto onde está representado um valor, esse valor aparecesse à frente de onde diz “Valor selecionado:” (Figura 3.45)

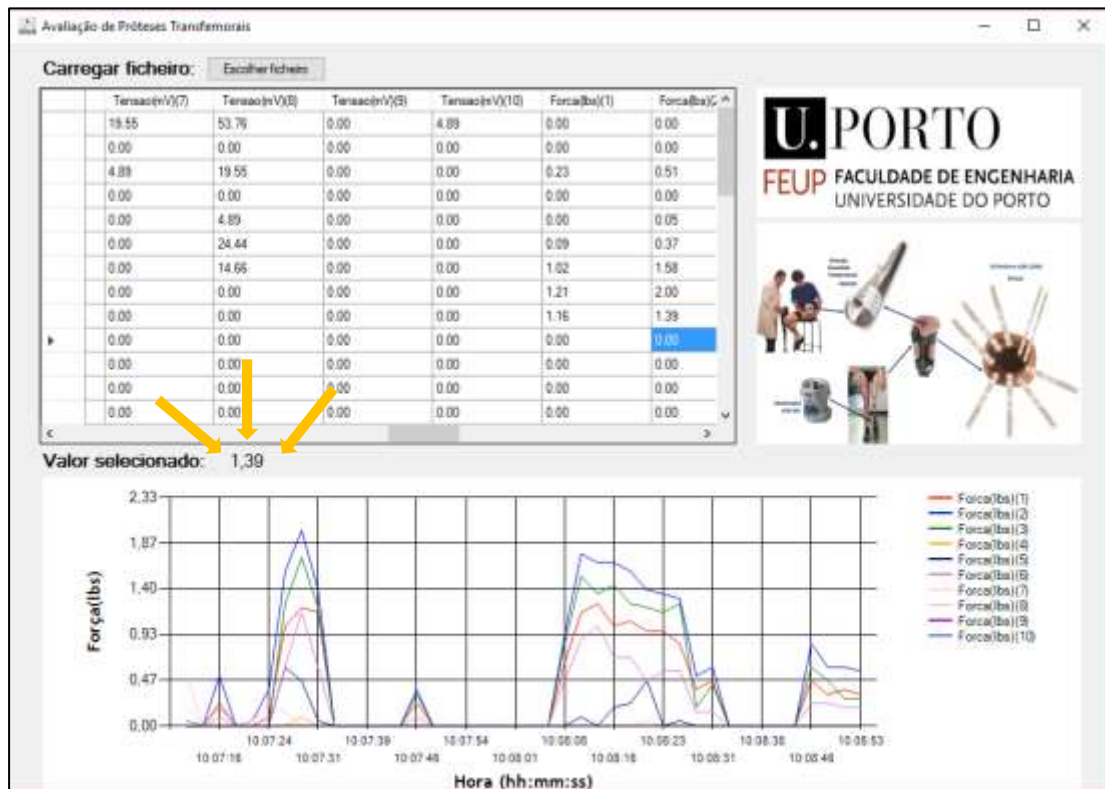


Figura 3.45 - Aparência do ecrã da interface do utilizador quando se passa o cursor do rato por cima de algum dado marcado no gráfico. O valor que a variável toma no ponto sobre o qual está o rato, é mostrado no meio do ecrã, à frente de onde diz “Valor selecionado:”.

O código que foi criado para a construção da interface, encontra-se em anexo (Anexo 2).

Capítulo 4

Análise dos Resultados

No desenvolvimento deste projeto, foram abordadas diferentes etapas para realização de cada um dos objetivos específicos, descritas no capítulo 3, acima.

Foi possível, através da criação de *hardware* e *software*, obter um protótipo funcional, que medisse os valores de pressão, temperatura, humidade e força, a que o coto do amputado transfemoral está sujeito aquando e após a utilização da prótese.

Foram realizados apenas três ensaios, devido à reduzida afluência ao Centro de Reabilitação de amputados transfemorais.

Os pacientes participantes cumpriam os seguintes aspetos: amputação transfemoral unilateral, uso habitual do sistema protésico, tempo decorrido desde a amputação superior a meio ano e fisicamente ativos. Para realizar os diferentes procedimentos nos participantes, contou-se com os avals éticos por parte do Centro de Reabilitação Profissional de Gaia.

4.1 - Procedimentos

Começaram-se sempre os ensaios por explicar ao amputado o projeto/estudo que estava a ser desenvolvido (avaliação de próteses transfemorais), fornecendo-lhe um documento informativo sobre o mesmo (Anexo 4). Para o investigador poder prosseguir com o estudo, foi pedido ao amputado que assinasse o consentimento informado (Anexo 3), no qual o investigador se compromete a cumprir todas as normas éticas e deontológicas e o paciente autoriza a divulgação dos resultados do teste do sistema de medição.

Para iniciar a colocação do sistema, pediu-se ao amputado que retirasse a prótese e a interface em silicone (*liner*), a fim de colocar o sensor de pressão, humidade e temperatura, o Bosch BME280, no interior da interface.

De seguida, após ser colocado o sensor, o paciente vestiu de novo o *liner* e, em torno deste, foram colocados os sensores de força, os FlexiForce. A colocação foi auxiliada pela literatura e pela profissional Ortoprotésica, por forma a que os sensores ficassem colocados nos locais onde se previa maiores valores de força.

Para fixar ambos os sensores foram usadas tiras de adesivo antibacteriano e antialérgico. Após todos estarem bem fixos, o amputado colocou de novo a prótese.

Quanto ao acelerómetro, incluído no sistema a fim de avaliar o movimento (ou não) da pessoa, este foi agregado ao tubo duplo com a ajuda de uma tira de velcro.

Após todos os sensores estarem colocados, foi pedido ao paciente que colocasse ao ombro ou à tiracolo, a mala que contém o hardware do sistema, de modo a que este se pudesse locomover sem qualquer desconforto relativo a fios ou ligações, tal como mostrado na Figura 4.46 a seguir:



Figura 4.46 - Protótipo do sistema de Avaliação de Próteses Transfemorais, durante a sua utilização.

Quando tudo estava colocado, pressionou-se o botão para ligar o sistema e pediu-se ao paciente que fizesse a trajetória de ida e volta no corredor de treino, suportado pelas barras laterais.

4.2 - Condições da aquisição de dados

Para os ensaios fez-se uso dos laboratórios de Desenvolvimento do CRPG, que reuniam todas as condições físicas e de higiene para que o Ensaio se desenrolasse em segurança e com o maior conforto possível para o paciente.

Todos eles foram conduzidos respeitando ao máximo a privacidade da pessoa e a todos se precedeu a assinatura do consentimento informado.

4.2.1 - Ensaio 1

Dados do Paciente

- **Sexo:** Masculino
- **Idade:** 86 anos
- **Grau de mobilidade:** baixo (movimenta-se apoiado ou em cadeira de rodas)

Dados relativos à prótese e ao seu uso

- **Causa da amputação:** doença - diabetes
- **Sistema de Suspensão:** suspensão por pino
- Interface em silicone: sim
- Tempo de utilização da prótese antes do ensaio: ~ 8 horas

Dados relativos ao ensaio

- **Duração do ensaio:** 2 minutos (a caminhar lentamente, devido à idade avançada)

4.2.2 - Ensaio 2

Dados do Paciente

- **Sexo:** Masculino
- **Idade:** 69 anos
- **Grau de mobilidade:** baixo (movimenta-se apoiado ou em cadeira de rodas)

Dados relativos à prótese e ao seu uso

- **Causa da amputação:** vascular: isquemia
- **Sistema de Suspensão:** suspensão por pino
- Interface em silicone: sim
- Tempo de utilização da prótese antes do ensaio: ~ 3 horas
- **Outras informações:** encaixe provisório

Dados relativos ao ensaio

- **Duração do ensaio:** 2 minutos (a caminhar lentamente, devido à dificuldade com o uso da prótese)

4.2.3 - Ensaio 3

Dados do Paciente

- **Sexo:** Feminino
- **Idade:** 78 anos
- **Grau de mobilidade:** baixo (movimenta-se em cadeira de rodas)

Dados relativos à prótese e ao seu uso

- **Causa da amputação:** queda → vascular
- **Sistema de Suspensão:** suspensão por pino
- **Interface em silicone:** sim (bastante grossa)
- Tempo de utilização da prótese antes do ensaio: só usada para o teste
- **Outras informações:** encaixe quase final, porém ainda não definitivo

Dados relativos ao ensaio

- **Duração do ensaio:** 2 minutos (a caminhar lentamente, devido a ser recém-utilizadora)

4.3 - Resultados obtidos

Os amputados transfemorais são, de entre todos os amputados os que têm a maior área de superfície da pele exposta no coto, daí que seja nestes amputados que há uma maior incidência de doenças de pele.

Posto isto, é muito importante o esforço para perceber e controlar as condições de temperatura, pressão, humidade e força a que o coto se encontra sujeito quando usa a prótese.

Neste subcapítulo serão apresentados os resultados obtidos com o protótipo do sistema de medição que resultou do projeto.

Importa salientar que a cada ensaio se tenta melhorar e ajustar o mesmo às necessidades manifestada pelo profissional a quem se destina o seu uso.

Durante os três ensaios realizados foram perceptíveis alguns erros no que toca à medição da aceleração e dos ângulos formados na zona do tubo duplo, os quais foram corrigidos até ao terceiro ensaio, que já registou os valores dessas variáveis corretamente. Para além disso outra falha que foi perceptível e resolvida no último ensaio, foi a colocação dos sensores por ordem numérica, desde a parte anterior, seguindo-se a distal e finalizando na parte posterior, para ser mais fácil localizar os valores de força registados pelos sensores. Ainda necessária foi a formatação do ficheiro de texto que é obtido quando se corre o programa na placa.

A variável Leitura Analógica, não será representada graficamente, nem considerada para análise dos resultados, pois só foi incluída no programa para servir de base para o cálculo da Tensão e da Força e para confirmar a fiabilidade dos resultados das fórmulas destas duas variáveis.

O primeiro ensaio desenvolveu-se em condições pouco favoráveis ao teste do sistema, uma vez que se tratava de um amputado que possuía a prótese inicial, após 6 meses da data da amputação.

Ainda assim, foi possível obter os valores da Temperatura, Pressão e Humidade a que o coto estava sujeito e também a aceleração a que o sujeito caminhava.

A seguir, serão analisadas as diversas variáveis em estudo.

- Temperatura

Quanto à evolução da temperatura pode concluir-se que, tal como era esperado, foi verificado, um aumento, ainda que não muito significativo, no decurso das experiências, como é possível observar no gráfico da Figura 4.47 abaixo, resultado do terceiro ensaio.

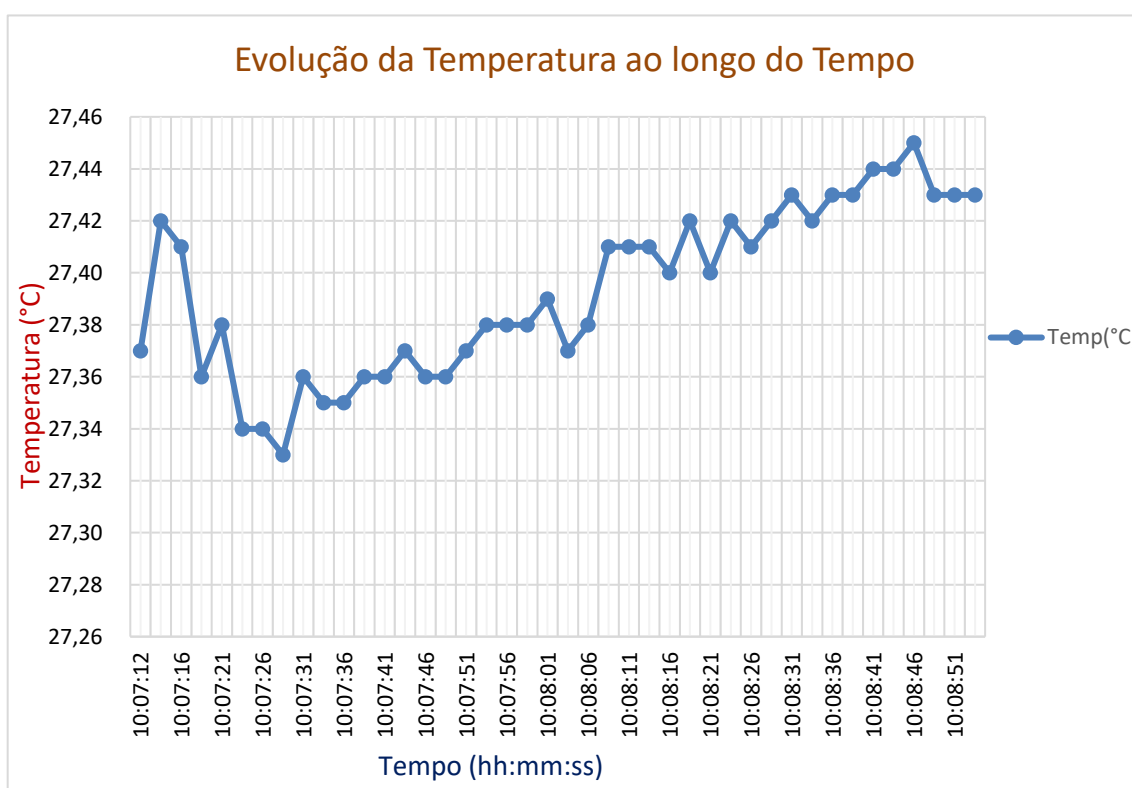


Figura 4.47 - Gráfico que representa os valores da Temperatura em diversos instantes do terceiro ensaio.

Quando o amputado caminha, na extremidade do coto há vasodilatação, devido à força que está a ser aplicada no local, e consequentemente há também um aumento da temperatura ambiente na área circundante, no interior da interface de silicone.

Para além disso, o uso da prótese, em si, exige um aumento do gasto de energia para a locomoção e, consequentemente um aumento da temperatura e da transpiração no local de contacto.

No caso do primeiro ensaio, a temperatura já estava algo elevada porque o amputado já estava com a prótese colocada há algumas horas e, ainda que não tivesse caminhado muito, o próprio material da prótese, ao ser sintético, induz também algum calor. Porém, nos outros ensaios, verificaram-se valores normais, mas sempre crescentes de Temperatura.

A análise da Temperatura revelou-se um bom indicador para o profissional Ortoprotésico, pois, no geral, houve sempre um incremento dos valores desta variável, aquando do uso prolongado e durante a deambulação do amputado.

- Humidade

A humidade do ar diz respeito à quantidade de vapor de água presente na atmosfera. No caso dos encaixes protésicos em concreto é a quantidade de vapor de água no seu interior, no meio que envolve o coto. É um indicador que caracteriza se o ar é húmido ou seco.

Quando se fala de humidade relativa, compara-se a humidade real, medida, no caso deste projeto, pelo módulo sensor da Bosch, o BME280, e um valor teórico estimado para as condições normais de um laboratório/interior. Essa comparação faz-se através do código/programa. A humidade relativa pode variar entre 0 (ausência de vapor) e 100% (ar saturado de vapor de água).

É claro importante que haja alguma humidade e, na pele isto acontece sempre, pois cerca de 60% do peso de um adulto é água e é necessário que exista uma transpiração controlada, através dos poros deste órgão.

De acordo com a OMS (Organização Mundial da Saúde), valores de humidade abaixo de 20% constituem um risco para a saúde. A baixa humidade do ar tem, entre outras consequências, o efeito de secar demasiado a pele.

Dentro do encaixe protésico torna-se extremamente vantajosa a monitorização desta variável, pois, com o excesso de transpiração verificada na zona do coto e, consequentemente o aumento da humidade relativa, o ambiente no seu interior torna-se muito propício ao desenvolvimento de fungos e bactérias, que afetam negativamente o coto.

A amputação de uma parte qualquer do organismo, conduz a um incremento da transpiração sobre todo o corpo, devido ao facto de haver uma diminuição da área corporal para dissipar o calor [78].

Quanto aos valores registados pelo sistema de medição no primeiro ensaio, não se pode aceitar a sua completa fiabilidade uma vez que o amputado, como já estava a sentir bastante desconforto, devido ao tamanho excessivo do encaixe relativamente ao coto, colocou algodão dentro da interface (Figura 4.48 abaixo).



Figura 4.48 - Colocação do sensor de Temperatura, Pressão e Humidade (Bosch BME280) no coto do paciente, dentro da interface de silicone. Podemos observar a colocação, ainda que inadequada, porém considerada pelo paciente necessária, do algodão dentro da interface, para compensar a falta de contacto existente entre a extremidade do membro amputado e a interface em silicone.

O algodão absorve uma grande parte do suor e, assim sendo, não se consegue registar o real o aumento da humidade relativa no interior do *liner*, à qual o coto está sujeito.

Verificou-se um aumento da Humidade ao longo do percurso efetuado durante o teste, tal como se pode ver pelo gráfico da Figura 4.49, abaixo apresentado.

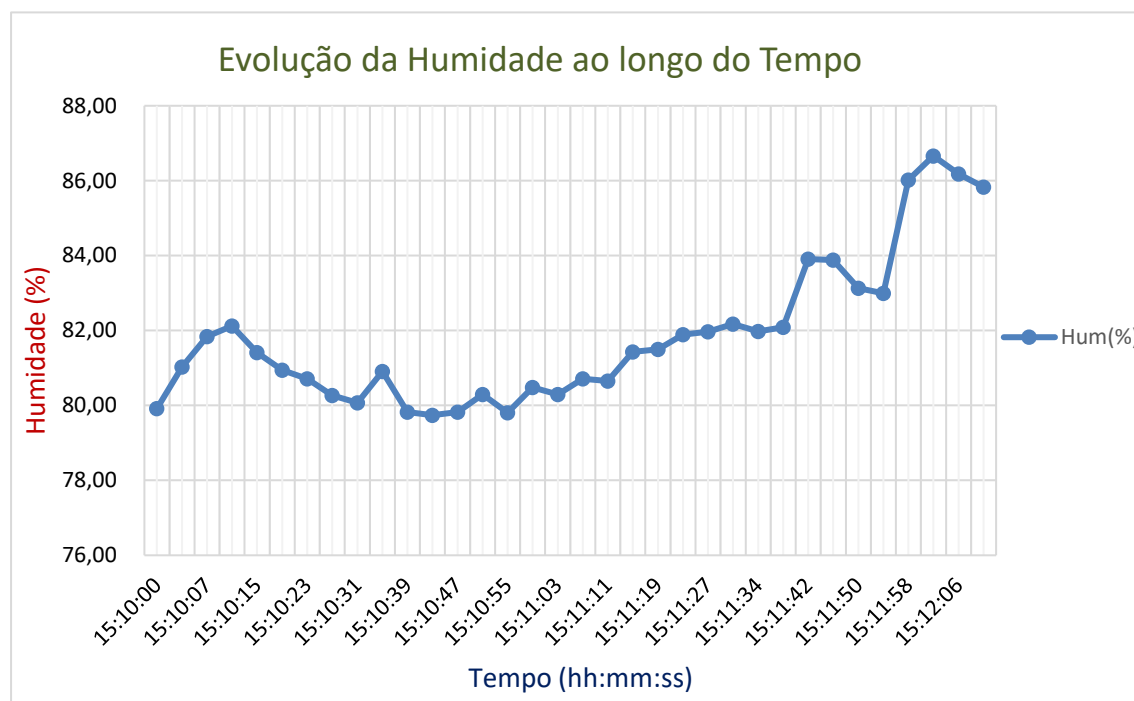


Figura 4.49 - Representação gráfica dos valores da Humidade Relativa em diversos instantes do primeiro ensaio.

Este aumento da humidade foi acompanhado do aumento de temperatura, o que leva a crer que este se deveu ao aumento também da transpiração na zona do coto.

A extremidade do coto, sendo uma zona onde a prótese vai buscar toda a energia para se sustentar e a pessoa se poder movimentar sem outro tipo de auxílio, sofre bastante com o calor gerado. E, quando se dá este aumento de calor e, quando se trata de zonas isoladas, neste caso pelo silicone da interface, esse calor vai dar origem a um aumento da transpiração.

Foi genérico o aumento da Humidade em todos os ensaios efetuados. Uns revelaram valores mais elevados que outros e, analisando o tempo anterior de uso da prótese, este facto leva a concluir que o uso prolongado leva genericamente a um aumento da humidade, inerente à transpiração.

Assim, recorrendo à análise desta variável é possível avaliar se a prótese se encontra em boas condições, ou seja, se esta não sujeita o coto a valores de humidade demasiado elevados, quer pelo desajuste ou pelo incremento exagerado da Temperatura.

O sistema consegue quantificar bem a transpiração e transmitir os valores da humidade dentro da interface e, assim sendo, pode ser usado, por exemplo, como um indicador para limitar o uso de horas de utilização da prótese, por forma a garantir a saúde do coto.

O método de medição desenvolvido revelou-se uma grande ajuda no controlo da humidade no interior do encaixe protésico, pois revelou valores bastante elevados, porém dentro de uma gama aceitável.

- Pressão

Quanto à Pressão, pode observar-se no gráfico da Figura 4.50 abaixo, resultado do primeiro ensaio, alguma variação, ainda que não muito significativa. A prótese não estava já adequada ao coto, uma vez que, decorrido meio ano da amputação, o coto do amputado já tinha mingado bastante e a prótese estava demasiado larga, desajustada.

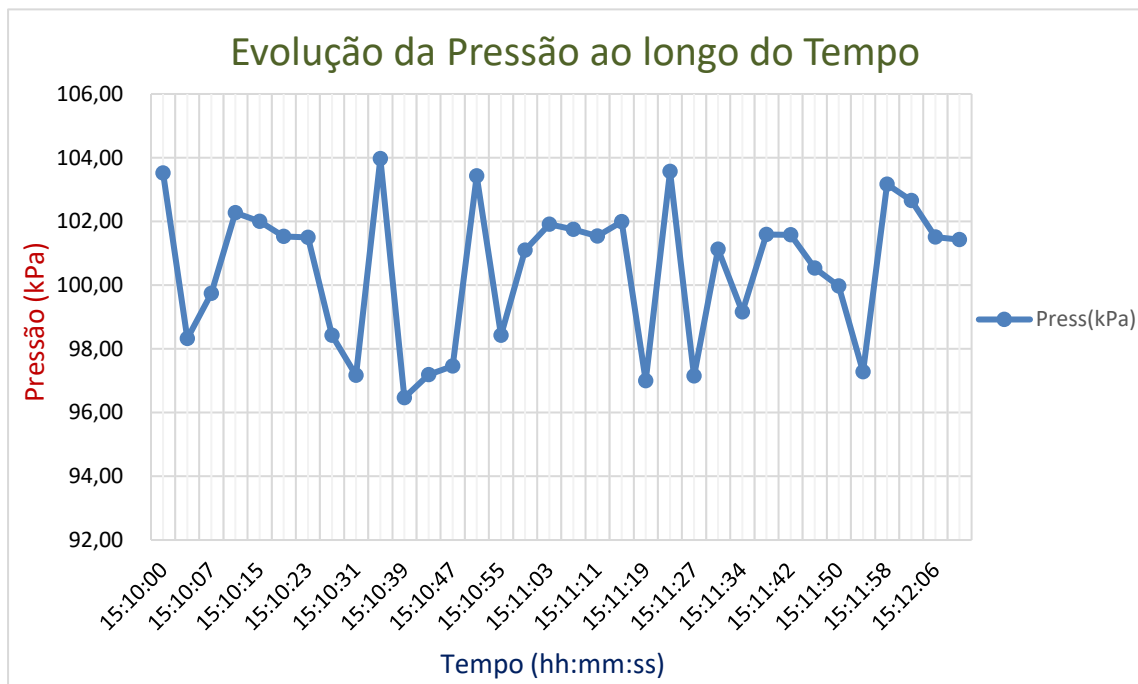


Figura 4.50 - Gráfico que representa os valores da Pressão em diversos instantes do primeiro ensaio.

A variação da pressão, não foi ainda maior devido ao facto de esta variável ser medida no interior da interface em silicone e o ambiente no interior da mesma ser uma espécie de micro-ambiente dentro do encaixe protésico. Isto significa que a pressão “ambiente” a que o coto estava sujeito não sofria tantas alterações como se entre o coto e o encaixe protésico não existisse qualquer barreira, pois aí seriam bastante maiores as variações do volume de “ar”.

No decorrer dos ensaios, todos os valores obtidos foram valores aceitáveis, pois revelaram pouco desvio dos valores da pressão atmosférica, a que qualquer corpo está sujeito, 1 atm, cerca de 101,325kPa.

Foi possível ter uma ideia da Pressão que rodeava o coto e assim também verificar a “folga” que existia entre o coto e a extremidade do *liner*, do local onde se encontrava o pino que encaixa na prótese para a sustentar.

A Pressão é uma grandeza física quantificada através da razão entre a força (F) e a área (A) de uma superfície onde a força é aplicada, logo, quando a força exercida pelo encaixe protésico no coto, é distribuída por uma maior área (coto + espaço envolvente/”folga”) a Pressão é menor.

- Aceleração e Força

Uma vez que é importante analisar as fases da marcha e associá-las com os diversos valores obtidos nas variáveis em estudo, torna-se mais fácil fazer essa correspondência quando se comparam as acelerações e as forças obtidas.

Analizando simultaneamente os picos de aceleração e de força pode inferir-se a fase do ciclo da marcha.

Para medir a aceleração, ao nível do tornozelo, coloca-se o acelerómetro no tubo duplo, por este ser o componente protético que se encontra relativamente à mesma altura e na mesma zona do tornozelo.

Para se obterem os valores das forças, foi com a ajuda do profissional ortoprotésico que se definiu a localização e se colocaram os sensores FlexiForce A201, para se obter os valores das Forças que estavam a ser exercidas no coto. Estes foram colocados nas zonas anterior e posterior distal e lateral proximal, medial e distal.

No primeiro teste do sistema, não foi possível a colocação do acelerómetro no sítio correto, pois a prótese possuía um revestimento estético de espuma e já bastante danificada, que tornava impossível a sua colocação diretamente no tubo duplo, tal como se pode perceber na Figura 4.51 abaixo.



Figura 4.51 - Revestimento estético da prótese, espuma, bastante danificada e não muito higienizada.

Neste primeiro teste efetuado ao sistema, o amputado possuía um encaixe protésico completamente desajustado, que já não cumpria alguns dos requisitos ao nível do seu suporte e do contacto estabelecido com o membro residual. Posto isto, como o encaixe já não estava a exercer o contacto quase total com o membro residual, tal como deveria, não foi possível ter uma perceção correta das forças que estavam a ser exercidas sobre o mesmo.

Existiram vários picos de Força, porém estes não podem ser associados a um momento do ciclo da marcha, uma vez que não correspondem todos a alturas em que realmente houve mudanças do suporte do peso, mas sim também a pressão provocada pelo movimento oscilatório do encaixe, devido ao seu tamanho inadequado.

O movimento indevido do encaixe, provocou, para além de incertezas nas medições, o deslocamento dos sensores.

Ainda que este facto se possa dever à falta de prática no uso do sistema, por parte do profissional que o colocou, é de salientar o facto de a prótese estar bastante desajustada para o coto.

O paciente fazia uso da prótese inicial, quando o coto já possuía muito menos volume do que no começo do uso da prótese, 6 meses atrás. Isto implica que haja uma pressão muito elevada, porém localizada, apenas em alguns pontos, tornando bastante difícil, com a pequena área sensível dos sensores de Força, conseguir captar o local e o valor exatos onde essa pressão mais elevada está a ser exercida.

Respeitando ao segundo ensaio, no que toca aos valores de Aceleração e Força registados, estes já se revelaram mais fiáveis.

Foram importantes estes valores porque já permitem fazer uma correspondência entre os mesmos e a fase da marcha e, assim pode ter-se uma percepção de qual era essa fase, em que o sujeito se encontrava, em diferentes momentos do ciclo e em que altura ocorreu a transição de fase.

Os gráficos da variação da Aceleração e da Força em função do Tempo são apresentados nos gráficos das Figuras 4.52 e 4.53 abaixo.

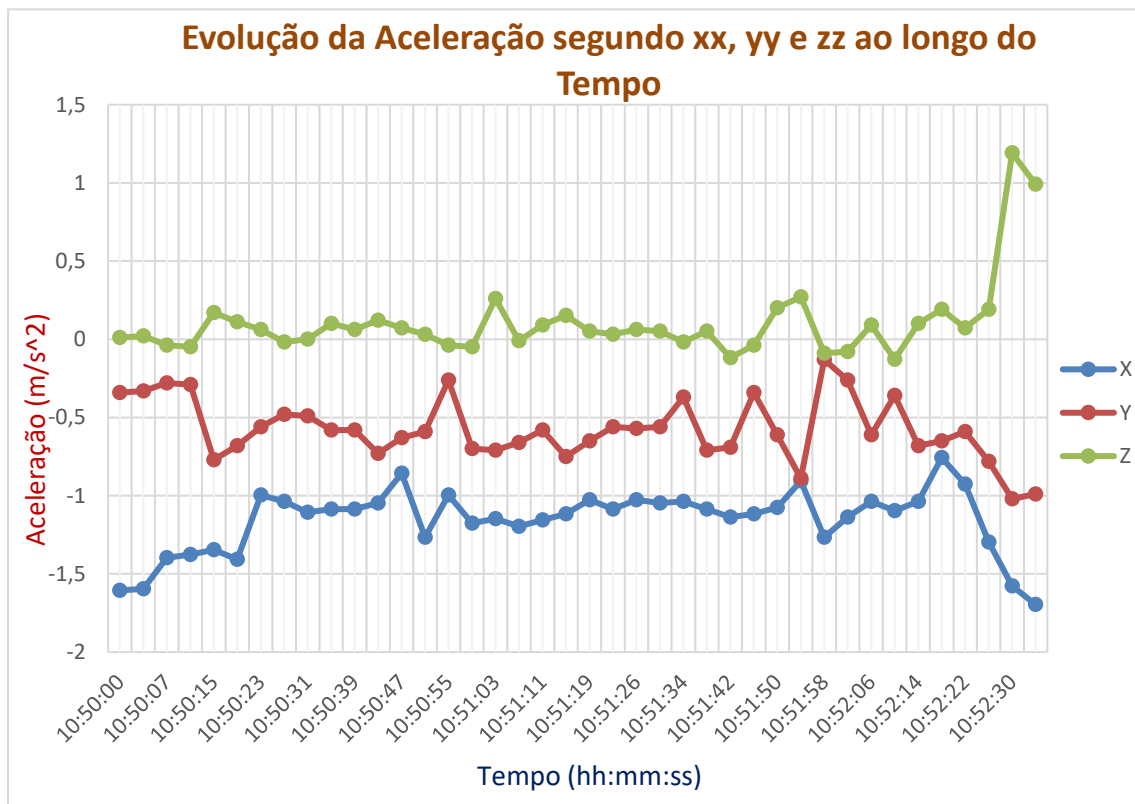


Figura 4.52 - Gráfico que representa os valores da Aceleração, segundo os eixos x, y e z, em diversos instantes do segundo ensaio.

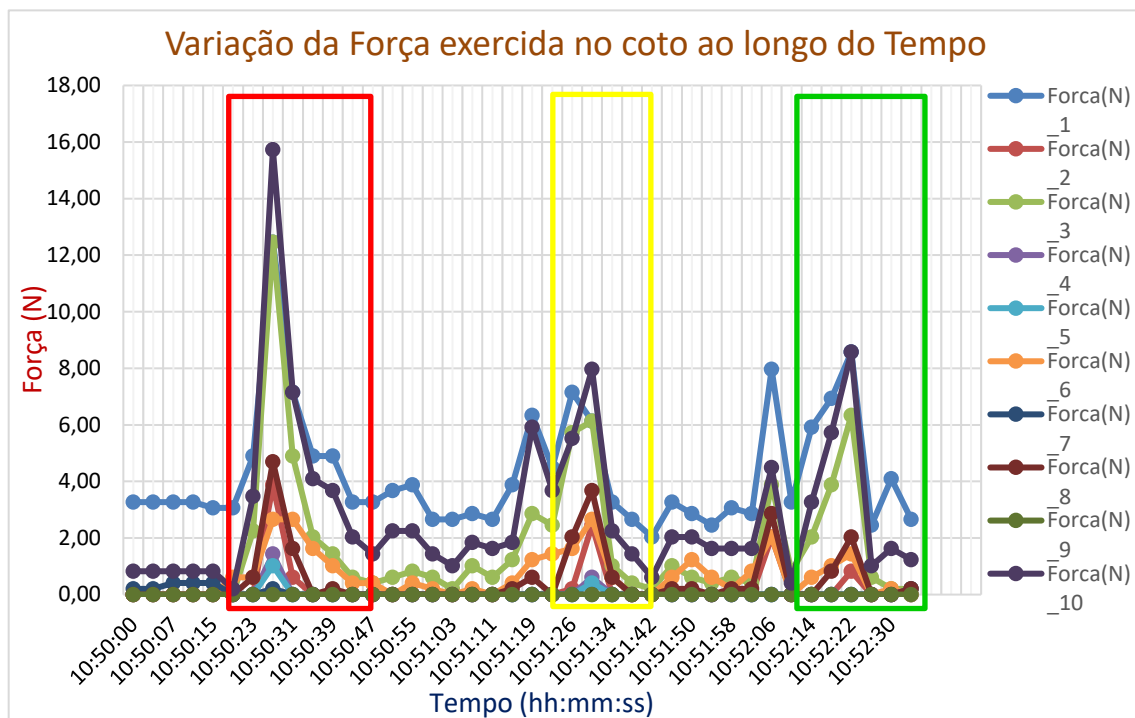


Figura 4.53 - Gráfico que representa os valores das diversas Forças provocadas pelo encaixe protésico no coto, em diversos instantes do segundo ensaio.

Analisando os dois gráficos em simultâneo é possível concluir sobre as fases da marcha.

Pode observar-se que os picos de Força mais elevados acontecem em instantes em que existe um decréscimo da aceleração, principalmente segundo o eixo y, que é paralelo ao solo. E, tendo em conta que o amputado fez durante o ensaio o mesmo trajeto de ida e volta, importa considerar o momento em que fez a “inversão da marcha”, a rotação do corpo.

O primeiro pico mais elevado de Força, marcado com o retângulo a vermelho, no gráfico correspondente, acontece entre as 10:50:19 e as 10:50:47, apenas 19 segundos após o acionamento do sistema, pois tratava-se de um amputado unilateral de perna esquerda. Este pico é o mais elevado porque é o primeiro contacto do sistema de medição com o meio.

O facto de a prótese estar colocada na perna esquerda implica que o pé protésico não seja o primeiro a apoiar no chão, uma vez que o ciclo da marcha normalmente se inicia com o pé direito. Assim, é normal que decorra algum tempo em que o suporte do peso do corpo está a ser feito pela perna direita, sendo a pressão exercida sobre o coto mais baixa e relativamente constante.

O segundo pico notório de Força (delimitado a amarelo), que aconteceu entre as 10:51:22 e as 10:51:42, corresponde mais uma vez a um decréscimo da aceleração segundo y.

Este incremento abrupto da Força exercida pelo encaixe no coto, assinalado com o retângulo amarelo no gráfico da Força vs. Tempo e, situado sensivelmente a meio do intervalo de tempo de medição, faz sentido associá-lo ao momento em que o sujeito chegou à extremidade do corredor de treino e teve necessidade de voltar para trás, para regressar à posição inicial, tendo para isso que fazer uma rotação do corpo. Durante esse momento ele, inevitavelmente teve que fazer com que em algum momento o peso estivesse a ser exercido na perna amputada.

Por último, o intervalo de tempo que vai desde as 10:51:58 às 10:52:24, selecionado pelo retângulo verde no gráfico das forças, revela um pico também acentuado. Este intervalo, corresponde ao momento em que o sujeito chegou ao seu destino e os vetores das forças se recompuseram, permitindo uma medição correta e real da Força que o coto estava a sofrer. Nestes instantes o sujeito estava parado ou quase, havendo também um decréscimo acentuado da aceleração.

Além destes momentos, que integram a fase de apoio, é perceptível pelos picos mais pequenos da Força que, quando se trata de um pico de aceleração existe uma diminuição do valor da Força.

Entre os momentos selecionados com retângulos no gráfico das Forças, nos quais se inicia a marcha, o amputado chega ao fim do corredor de treino e dá a volta e finalmente para, porque retoma a posição inicial, verificam-se 3 picos de aceleração e 3 picos de Força. Como estes e os de aceleração têm fases opostas, podemos inferir que aquando do pico da Força sobre o coto, portanto, da diminuição da aceleração, o indivíduo se encontra na fase de apoio e, entre picos de Força se encontra na fase de balanço.

No terceiro ensaio, o amputado era recém-utilizador da prótese e, portanto, não estava muito habituado a caminhar com a prótese, daí que os resultados, mais uma vez não sejam reveladores do período da marcha. O amputado, ao caminhar no corredor de treino, tende a apoiar-se nas barras laterais, fazendo com que sejam os braços a suportar grande parte do peso. Neste caso em concreto é bastante perceptível o não uso da prótese, uma vez que o amputado já tinha uma deformação na zona do tornozelo, na perna não amputada, por não fazer a devida distribuição do Peso do corpo, quando caminha. Ao não utilizar a prótese para se deslocar, mas sim ortóteses, como canadianas, a constante sobrecarga da perna que possui integralmente, provoca deformações na mesma, tal como perceptível na Figura 4.54 a seguir apresentada.



Figura 4.54 - Deformação observada na perna que o amputado possui integralmente, devido à sobrecarga da mesma quando caminha, por falta de uso da prótese. O amputado apenas coloca a prótese para as sessões de fisioterapia.

Mais uma vez, analisando simultaneamente, os gráficos de aceleração e força pode ter-se o padrão da marcha do sujeito.

Os valores da aceleração ao longo do Tempo encontram-se representados no gráfico da Figura 4.55 abaixo:

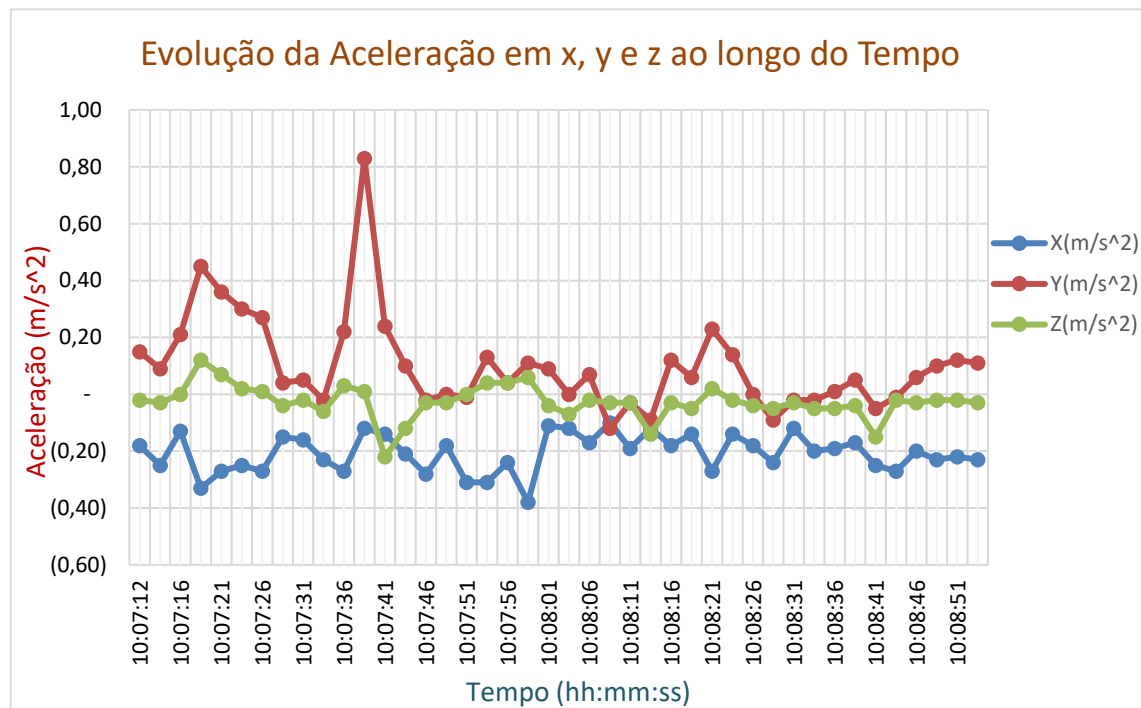


Figura 4.55 - Gráfico que representa os valores da Aceleração, segundo os eixos x, y e z, em diversos instantes do terceiro ensaio.

Como já foi mencionado anteriormente, para a análise correta da marcha da pessoa, é necessária a comparação entre os valores de aceleração e valores de força, abaixo apresenta-se o gráfico da Figura 4.56 que contém as Forças exercidas no coto ao longo do tempo em que decorreu o ensaio.

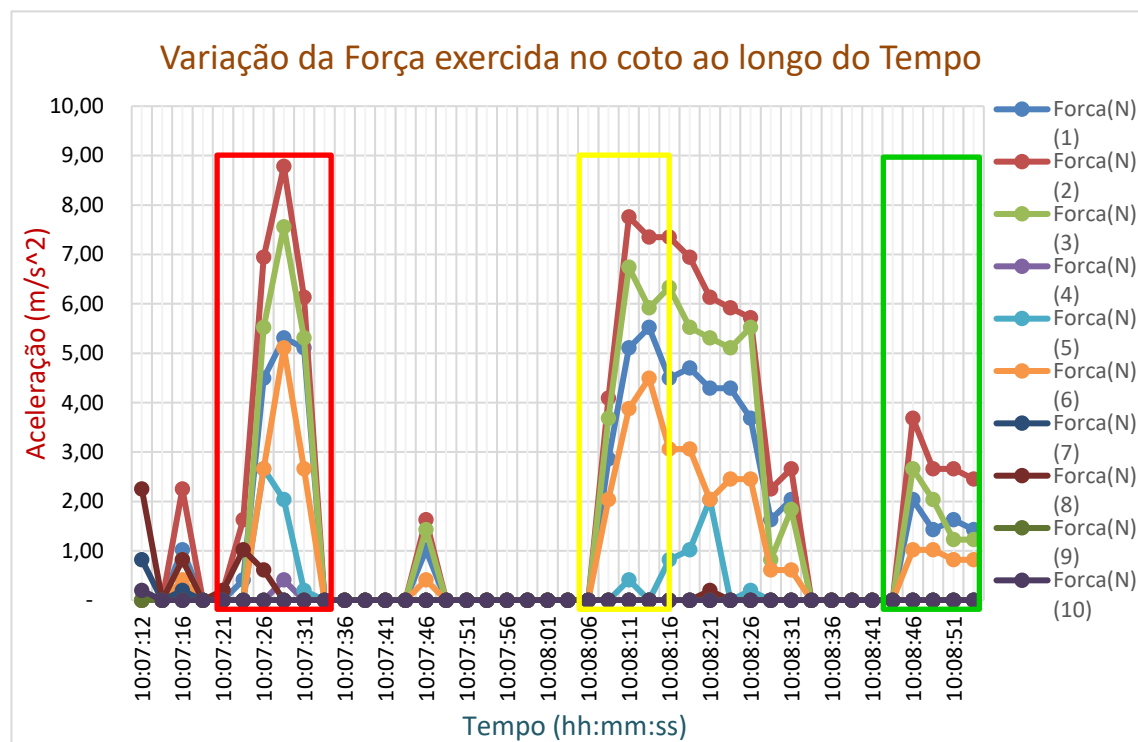


Figura 4.56 - Gráfico que representa os valores das diversas Forças provocadas pelo encaixe protésico no coto, em diversos instantes do terceiro ensaio.

Da análise simultânea e comparativa dos dois gráficos apresentados anteriormente, verifica-se, neste ensaio, e nos anteriores, o mesmo número de passadas entre cada momento de paragem.

Os picos iniciais, mostrados no gráfico das Forças, são devidos ao facto de o sistema ter sido ligado antes de o sujeito estabilizar a posição vertical, após se ter levantado da cadeira.

Vê-se pelas desacelerações e correspondentes picos de força, entre o momento em que houve o primeiro grande pico das Forças (seleccionado a vermelho) e o momento em que o sujeito foi obrigado a dar a volta por chegar ao fim do trajeto (seleção a amarelo), e ter que regressar à posição inicial, que este deu três passadas. Este intervalo de tempo confirma a necessidade de complemento da aceleração pelo gráfico das Forças, uma vez que, neste caso, não foram perceptíveis todos esses momentos no gráfico das Forças.

Igualmente, quando o sujeito realizou o percurso inverso, para retomar a posição inicial do movimento, percebem-se 3 passadas, desde que ele iniciou o movimento depois de ter dado a volta (seleção a amarelo) até que chegou ao fim do percurso, que parou novamente (seleção a verde) e o sistema de medição foi desligado.

Nem todos os sensores de Força registaram valores diferentes de zero devido ao seu possível deslocamento aquando da colocação do encaixe protésico e também pelo facto da reduzida área sensível dos sensores usados, que reduz a probabilidade de os conseguir colocar nas zonas onde de facto se preveem maiores valores pressão.

Importa referir que, neste ensaio, os sensores já foram colocados por ordem, do 1 ao 10, da parte anterior para a posterior do coto.

Com os resultados obtidos relativamente a estas variáveis, ao longo dos três ensaios, pode concluir-se que os mais dissonantes e prolongados picos nas Forças, correspondem a momentos em que o sujeito está parado, que a prótese suporta mais peso e, consequentemente esta reage, exercendo mais pressão sobre o coto. Os restantes picos de Força, menos acentuados, dizem respeito à fase de apoio do ciclo da marcha, pois notam-se as desacelerações correspondentes e, é entre esses picos, que se dá a fase de balanço.

- Ângulos

O sistema calcula os ângulos, com o objetivo de perceber os períodos do ciclo da marcha. Porém, uma vez que foi ao longo dos ensaios que foram sendo perceptíveis os erros nos cálculos, não se conseguiu obter nenhum gráfico exatamente correspondente ao esperado. Esse problema, foi posteriormente corrigido no código do sistema.

Tal como na aceleração e na Força, tem que haver picos. Existe, ao longo dos vários ciclos de marcha, um momento em que o ângulo segundo o eixo dos yy, se deveria sempre aproximar de zero, quando o sujeito tem o pé protésico completamente apoiado no chão para fazer a transição do peso do corpo. O ângulo dos yy é paralelo ao chão e ao sentido da marcha.

O output esperado para os valores dos ângulos não está ainda estabelecido na literatura, uma vez que se trata de amputados e não de pessoas que executam um ciclo da marcha dito normal. No entanto, após a análise, durante os ensaios, do comportamento do amputado a caminhar, conseguiu-se definir um padrão esperado. O padrão esperado encontra-se representado nas Figuras 4.57 e 4.58 abaixo:

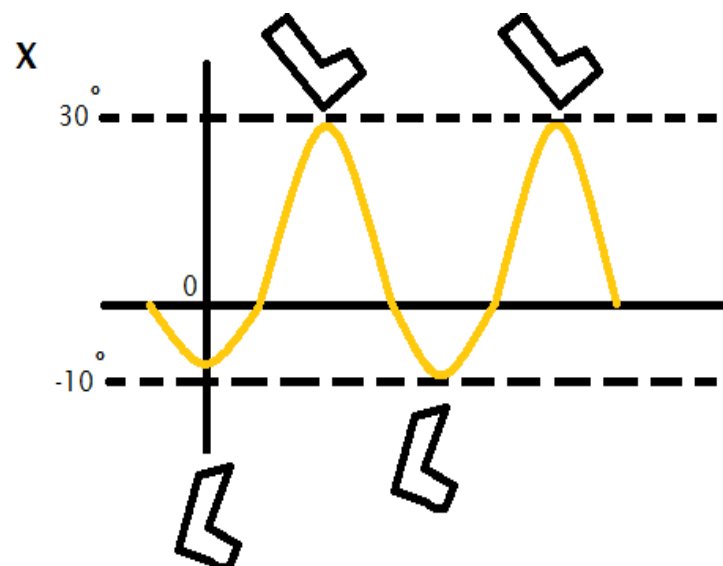


Figura 4.57 - Output esperado para a marcha de um amputado transfemoral, quando se analisa o ângulo de rotação relativamente ao eixo x, perpendicular ao sentido da marcha. Consideraram-se os -10° devido à ligeira lateralidade que o amputado apresenta aquando da retirada do pé protésico do chão, para fazer a mudança do peso do corpo.

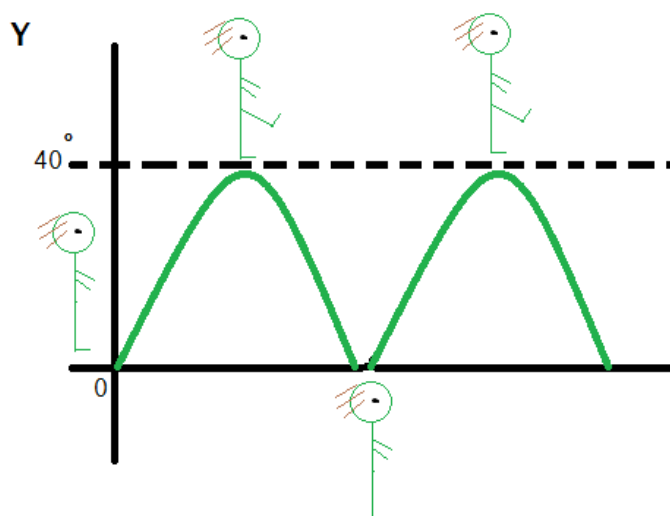


Figura 4.58 - Output esperado para a marcha de um amputado transfemoral, quando se analisa o ângulo de rotação relativamente ao eixo y, horizontal e paralelo ao sentido da marcha.

4.4 - Conclusões

Ao ser apresentado este capítulo, é facilmente perceptível o quão fácil e vantajoso é o uso do protótipo construído.

Ao descrever as condições de aquisição dos dados e os resultados obtidos, percebeu-se a necessidade de associação de outra tecnologia, como a Termografia, para que seja possível maior precisão na colocação dos sensores de Força e, assim, uma análise mais fácil e correta dos resultados obtidos.

Todas as variáveis foram analisadas recorrendo à pouca literatura existente na área e à visão do investigador.

Capítulo 5

Conclusões e Trabalhos Futuros

Na fase inicial do projeto foi complicado encontrar os sensores que satisfizessem do investigador, por forma a cumprir o objetivo do projeto. Porém, após perceber a adequabilidade do Bosch BME280, do ADXL345 e do Flexiforce A201, optou-se por juntá-los e construir um programa que permitisse a recolha das suas medições em simultâneo.

O sistema obtido revelou-se bastante prático e útil para a aplicação a que se destinava. E, complementado com a aplicação que permite a visualização e a representação gráfica dos dados recolhidos pelo mesmo, torna-se mais fácil de ser usado pelos profissionais de saúde, principais *stakeholders* do projeto.

5.1 - Conclusões

Os sensores usados neste projeto (FlexiForce A201, Bosch BME280 e ADXL345) possuem um largo espetro de propriedades com potenciais aplicações para a avaliação do grau de adequabilidade de um encaixe protésico e também do desconforto do paciente.

Quanto às variáveis aceleração e ângulo, pensa-se que seria mais útil obter esses valores em conjunto com outras técnicas de análise biomecânica da marcha, como por exemplo com a recolha de dados eletromiográficos e cinéticos, com plataformas de pressão e de forças.

Associavam-se os dados eletromiográficos, adquiridos com elétrodos de superfície em flexores e extensores da perna e da coxa, com as forças e as curvas do Centro de Pressão da Força (CoP), para que fosse possível associar os valores de Temperatura, Humidade, Pressão e Força a um momento concreto do ciclo da marcha e não apenas a uma fase.

Quando se trata de amputados, ou seja, de uma marcha que apresenta padrões fora da normalidade, torna-se bastante difícil precisar o momento exato do ciclo da marcha em que o sujeito se encontra em determinado momento, sendo que também a parte científica carece de algum desenvolvimento neste campo, da marcha dos amputados.

Ainda assim, os valores obtidos permitiram inferir se o sujeito se encontrava em Fase de Apoio ou de Balanço, dentro do ciclo da marcha.

No que toca ao controlo da Temperatura e da Humidade Relativa (designada na maioria das vezes apenas por humidade), conseguiu-se também perceber a sua importância.

Através dos resultados deste controlo é possível perceber o desconforto sentido por alguns amputados com o uso da prótese, pois quando, por haver uma transpiração elevada, resultante de um esforço maior por parte do membro amputado, a humidade no interior da prótese/ *liner* aumenta e se torna bastante elevada, dificulta um pouco a evaporação do suor e inibe em parte a perda de calor por parte do corpo.

Respeitando à avaliação da Pressão, pode afirmar-se que esta é igualmente importante, uma vez que permite perceber a qualidade do microambiente criado dentro do encaixe protésico e, na maioria dos casos, dentro da interface de silicone e ainda o grau de ajuste do encaixe.

Relativamente às Forças, sabe-se que quando há uma amputação a pele fica mais frágil e propensa a problemas. Assim sendo, a pele não se encontra fisiologicamente adaptada para suportar uma prótese, contudo ela é colocada dentro do encaixe protésico e forçada a resistir à elevada compressão e a forças de cisalhamento [79]. Daí que seja muito importante mensurar essas forças aquando do design e do ajuste do encaixe.

O design de um encaixe protésico é feito com base em determinados critérios, sendo que um dos requisitos a cumprir é o de haver contacto total entre este e toda a superfície do coto. Este critério é considerado para garantir que a força exercida pelo encaixe no coto, seja distribuída uniformemente por toda a superfície do mesmo, para evitar desconforto em zonas em que é exercida mais pressão.

Não obstante, este contacto nem sempre é feito de forma uniforme, seja por alterações na anatomia do coto ou por algum erro no design ou na conceção da prótese. E, é precisamente por isso que é importante controlar a força que está a ser exercida pelo encaixe nas zonas onde se prevê que os seus valores sejam mais elevados, para conseguir uma prótese o mais ajustada possível ao coto e ao utilizador.

Respeitando a alguns valores de Força obtidos e, após experiência obtida com os ensaios levados a cabo, conclui-se que é importante que se estabeleça também um número mínimo de tiras de adesivo antialérgico a colocar para segurar os sensores de força, uma vez que é muito fácil, com a colocação e retirada da prótese, eles se deslocarem e passarem a não efetuar as medições nas zonas desejadas. No mínimo 5 tiras perpendiculares a cada um dos sensores de força, fixando-os individualmente.

Durante a análise dos resultados atribuiu-se também bastante utilidade à comparação dos valores de aceleração e de força.

Importa salientar que os gráficos apresentados foram criados no Microsoft Office Excel, manualmente, pois a Interface do Utilizador ainda não se encontrava concluída e a síntese do ficheiro de texto não estava de acordo com os requisitos para a correta abertura e colocação em tabela, por parte da aplicação de Interface.

Foi apenas no terceiro ensaio que se registaram os dados no ficheiro .txt, com a síntese correta para abertura na aplicação.

Concluindo, todas as variáveis se revelaram interdependentes, pois os comportamentos de umas, ajuda a corroborar teorias inerentes à análise de outras. Assim sendo, torna-se mais fácil avaliar a qualidade e o estado de adequabilidade de uma prótese transfemoral, ao coto.

5.2 - Perspetivas futuras

Para aprimorar o trabalho desenvolvido, para além da associação de outras técnicas de medição da aceleração e dos ângulos, durante o movimento do sujeito, existem outras questões mais técnicas que poderão acrescentar valor ao sistema/protótipo desenvolvido.

Seria interessante a monitorização dos dados em tempo real, para se poder, para além de inferir com mais confiança sobre os períodos da marcha associados a determinados valores das variáveis analisadas, poder também contribuir para o avanço da investigação científica na área da análise da marcha em amputados.

Poderia também associar-se a termografia nas experiências, para poder depois complementar com os valores exatos obtidos com os sensores de Força.

Para frisar o benefício da solução desenvolvida é também interesse a realização de mais testes.

Anexos

Anexo 1 - Código do Programa do Sistema de Avaliação de Próteses Transfe- morais, desenvolvido no IDE Arduino

```
#include <Wire.h>
#include <ADXL345.h>
#include <Adafruit_ADXL345_U.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>

#include <SPI.h>
#include <SD.h>

#define DS1307_ADDRESS 0x68
#define BME280_ADDRESS 0x76 // Ligar o SDO ao GND quando o sensor tem esse pino

//Variavel para o RTC
byte zero = 0x00;

/* Atribuir um endereço unico para este sensor*/
Adafruit_ADXL345_Unified accel = Adafruit_ADXL345_Unified(12345);

ADXL345 adxl; //a variavel adxl é uma instância da biblioteca ADXL345

int x,y,z;
int rawX, rawY, rawZ;
float X, Y, Z;
float rollrad, pitchrad;
float rolldeg, pitchdeg;

unsigned long int hum_raw,temp_raw,pres_raw;
signed long int t_fine;

uint16_t dig_T1;
int16_t dig_T2;
int16_t dig_T3;
uint16_t dig_P1;
int16_t dig_P2;
int16_t dig_P3;
int16_t dig_P4; int16_t dig_P5;
int16_t dig_P6;
```

```

int16_t dig_P7;
int16_t dig_P8;
int16_t dig_P9;
int8_t dig_H1;
int16_t dig_H2;
int8_t dig_H3;
int16_t dig_H4;
int16_t dig_H5;
int8_t dig_H6;

```

```

/* FlexiForce Pressure Sensure A201 25lb da Tekscan
Ligar uma ponta do sensor ao power (5V do Arduino) e a outra ao pino analogico 0.
*/

```

```

int FlexiForcePin0 = A0; // pino analógico 0
int FlexiForcePin1 = A1; // pino analógico 1
int FlexiForcePin2 = A13; // pino analógico 2
int FlexiForcePin3 = A3;
int FlexiForcePin4 = A4;
int FlexiForcePin8 = A8;
int FlexiForcePin9 = A9;
int FlexiForcePin10 = A10;
int FlexiForcePin11 = A11;
int FlexiForcePin12 = A12;

```

```

int FlexiForceReading0; // leitura analógica do divisor de tensão onde está o sensor
int FlexiForceReading1;
int FlexiForceReading2;
int FlexiForceReading3;
int FlexiForceReading4;
int FlexiForceReading8;
int FlexiForceReading9;
int FlexiForceReading10;
int FlexiForceReading11;
int FlexiForceReading12;

```

```

float FlexiForceVoltage0; // leitura analógica convertida em tensão
float FlexiForceVoltage1;
float FlexiForceVoltage2;
float FlexiForceVoltage3;
float FlexiForceVoltage4;
float FlexiForceVoltage8;
float FlexiForceVoltage9;
float FlexiForceVoltage10;
float FlexiForceVoltage11;
float FlexiForceVoltage12;

```

```

float FlexiForceForce0; // A tensão convertida para força
float FlexiForceForce1;
float FlexiForceForce2;
float FlexiForceForce3;
float FlexiForceForce4;
float FlexiForceForce8;
float FlexiForceForce9;
float FlexiForceForce10;
float FlexiForceForce11;
float FlexiForceForce12;

```

```
float FlexiForceForceN0; // A forca convertida em Newton
float FlexiForceForceN1;
float FlexiForceForceN2;
float FlexiForceForceN3;
float FlexiForceForceN4;
float FlexiForceForceN8;
float FlexiForceForceN9;
float FlexiForceForceN10;
float FlexiForceForceN11;
float FlexiForceForceN12;
```

```
//Acelerometro funcoes
```

```
void displayDataRate(void)
{
    Serial.print ("Data Rate: ");

    switch(accel.getDataRate())
    {
        case ADXL345_DATARATE_3200_HZ:
            Serial.print ("3200 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_1600_HZ:
            Serial.print ("1600 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_800_HZ:
            Serial.print ("800 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_400_HZ:
            Serial.print ("400 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_200_HZ:
            Serial.print ("200 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_100_HZ:
            Serial.print ("100 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_50_HZ:
            Serial.print ("50 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_25_HZ:
            Serial.print ("25 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_12_5_HZ:
            Serial.print ("12.5 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_6_25HZ:
            Serial.print ("6.25 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_3_13_HZ:
            Serial.print ("3.13 ");
            break;
        case ADXL345_DATARATE_1_56_HZ:
            Serial.print ("1.56 ");
```

```

        break;
    case ADXL345_DATARATE_0_78_HZ:
        Serial.print ("0.78 ");
        break;
    case ADXL345_DATARATE_0_39_HZ:
        Serial.print ("0.39 ");
        break;
    case ADXL345_DATARATE_0_20_HZ:
        Serial.print ("0.20 ");
        break;
    case ADXL345_DATARATE_0_10_HZ:
        Serial.print ("0.10 ");
        break;
    default:
        Serial.print ("???? ");
        break;
    }
    Serial.println(" Hz");
}

void displayRange(void)
{
    Serial.print ("Range:      +/- ");

    switch(accel.getRange())
    {
        case ADXL345_RANGE_16_G:
            Serial.print ("16 ");
            break;
        case ADXL345_RANGE_8_G:
            Serial.print ("8 ");
            break;
        case ADXL345_RANGE_4_G:
            Serial.print ("4 ");
            break;
        case ADXL345_RANGE_2_G:
            Serial.print ("2 ");
            break;
        default:
            Serial.print ("?? ");
            break;
    }
    Serial.println(" g");
}

// BME280

void readTrim()
{
    uint8_t data[32],i=0;
    Wire.beginTransaction(BME280_ADDRESS);
    Wire.write(0x88);
    Wire.endTransmission();
    Wire.requestFrom(BME280_ADDRESS,24);
    while(Wire.available()){
        data[i] = Wire.read();
        i++;
    }
}

```

```

Wire.beginTransaction(BME280_ADDRESS);
Wire.write(0xA1);
Wire.endTransmission();
Wire.requestFrom(BME280_ADDRESS,1);
data[i] = Wire.read();
i++;

Wire.beginTransaction(BME280_ADDRESS);
Wire.write(0xE1);
Wire.endTransmission();
Wire.requestFrom(BME280_ADDRESS,7);
while(Wire.available()){
    data[i] = Wire.read();
    i++;
}
dig_T1 = (data[1] << 8) | data[0];
dig_T2 = (data[3] << 8) | data[2];
dig_T3 = (data[5] << 8) | data[4];
dig_P1 = (data[7] << 8) | data[6];
dig_P2 = (data[9] << 8) | data[8];
dig_P3 = (data[11]<< 8) | data[10];
dig_P4 = (data[13]<< 8) | data[12];
dig_P5 = (data[15]<< 8) | data[14];
dig_P6 = (data[17]<< 8) | data[16];
dig_P7 = (data[19]<< 8) | data[18];
dig_P8 = (data[21]<< 8) | data[20];
dig_P9 = (data[23]<< 8) | data[22];
dig_H1 = data[24];
dig_H2 = (data[26]<< 8) | data[25];
dig_H3 = data[27];
dig_H4 = (data[28]<< 4) | (0x0F & data[29]);
dig_H5 = (data[30] << 4) | ((data[29] >> 4) & 0x0F);
dig_H6 = data[31];
}
void writeReg(uint8_t reg_address, uint8_t data)
{
    Wire.beginTransaction(BME280_ADDRESS);
    Wire.write(reg_address);
    Wire.write(data);
    Wire.endTransmission();
}

void readData()
{
    int i = 0;
    uint32_t data[8];
    Wire.beginTransaction(BME280_ADDRESS);
    Wire.write(0xF7);
    Wire.endTransmission();
    Wire.requestFrom(BME280_ADDRESS,8);
    while(Wire.available()){
        data[i] = Wire.read();
        i++;
    }
    pres_raw = (data[0] << 12) | (data[1] << 4) | (data[2] >> 4);
    temp_raw = (data[3] << 12) | (data[4] << 4) | (data[5] >> 4);
    hum_raw = (data[6] << 8) | data[7];
}

```

```

signed long int calibration_T(signed long int adc_T)
{
    signed long int var1, var2, T;
    var1 = (((adc_T >> 3) - ((signed long int)dig_T1<<1))) * ((signed long int)dig_T2) >> 11;
    var2 = (((((adc_T >> 4) - ((signed long int)dig_T1)) * ((adc_T>>4) - ((signed long
int)dig_T1))) >> 12) * ((signed long int)dig_T3)) >> 14;

    t_fine = var1 + var2;
    T = (t_fine * 5 + 128) >> 8;
    return T;
}

unsigned long int calibration_P(signed long int adc_P)
{
    signed long int var1, var2;
    unsigned long int P;
    var1 = (((signed long int)t_fine)>>1) - (signed long int)64000;
    var2 = (((var1>>2) * (var1>>2)) >> 11) * ((signed long int)dig_P6);
    var2 = var2 + ((var1*((signed long int)dig_P5)<<1);
    var2 = (var2>>2)+(((signed long int)dig_P4)<<16);
    var1 = (((dig_P3 * (((var1>>2)*(var1>>2)) >> 13)) >>3) + (((signed long int)dig_P2) *
var1)>>1))>>18;
    var1 = (((32768+var1))*((signed long int)dig_P1)>>15);
    if (var1 == 0)
    {
        return 0;
    }
    P = (((unsigned long int)(((signed long int)1048576)-adc_P)-(var2>>12)))*3125;
    if(P<0x80000000)
    {
        P = (P << 1) / ((unsigned long int) var1);
    }
    else
    {
        P = (P / (unsigned long int)var1) * 2;
    }
    var1 = (((signed long int)dig_P9) * ((signed long int)(((P>>3) * (P>>3))>>13)))>>12;
    var2 = (((signed long int)(P>>2)) * ((signed long int)dig_P8))>>13;
    P = (unsigned long int)((signed long int)P + ((var1 + var2 + dig_P7) >> 4));
    return P;
}

unsigned long int calibration_H(signed long int adc_H)
{
    signed long int v_x1;

    v_x1 = (t_fine - ((signed long int)76800));
    v_x1 = (((((adc_H << 14) -(((signed long int)dig_H4) << 20) - (((signed long int)dig_H5) *
v_x1)) +
        ((signed long int)16384)) >> 15) * ((((((v_x1 * ((signed long int)dig_H6)) >> 10) *
        (((v_x1 * ((signed long int)dig_H3)) >> 11) + ((signed long int) 32768))) >> 10) +
        ((signed long int)2097152)) *
        ((signed long int) dig_H2) + 8192) >> 14));
    v_x1 = (v_x1 - (((((v_x1 >> 15) * (v_x1 >> 15)) >> 7) * ((signed long int)dig_H1)) >> 4));
    v_x1 = (v_x1 < 0 ? 0 : v_x1);
    v_x1 = (v_x1 > 419430400 ? 419430400 : v_x1);
    return (unsigned long int)(v_x1 >> 12);
}

```

```
}

// Declarações para o Cartao SD

File myFile;

int valuess;

//Funcoes do RTC DS1307

void setDateTime(){

    byte second = 12; //0-59
    byte minute = 07; //0-59
    byte hour = 10; //0-23
    byte weekDay = 2; //1-7
    byte monthDay = 19; //1-31
    byte month = 9; //1-12
    byte year = 16; //0-99

    Wire.beginTransmission(DS1307_ADDRESS);
    Wire.write(zero); //Paragem do oscilador

    Wire.write(decToBcd(second));
    Wire.write(decToBcd(minute));
    Wire.write(decToBcd(hour));
    Wire.write(decToBcd(weekDay));
    Wire.write(decToBcd(monthDay));
    Wire.write(decToBcd(month));
    Wire.write(decToBcd(year));

    Wire.write(zero); //start

    Wire.endTransmission();

}

byte decToBcd(byte val){
    // Converter números decimais normais para decimais codificados por binarios
    return ( (val/10*16) + (val%10) );
}

byte bcdToDec(byte val) {
    // Converter decimais codificados por binarios para numeros decimais normais
    return ( (val/16*10) + (val%16) );
}

void printDate(){

    // Reset the register pointer
    Wire.beginTransmission(DS1307_ADDRESS);
    Wire.write(zero);
    Wire.endTransmission();

    Wire.requestFrom(DS1307_ADDRESS, 7);
```

```

int second = bcdToDec(Wire.read());
int minute = bcdToDec(Wire.read());
int hour = bcdToDec(Wire.read() & 0b111111); //tem em 24 horas
int weekDay = bcdToDec(Wire.read()); //0-6 -> domingo - sabado
int monthDay = bcdToDec(Wire.read());
int month = bcdToDec(Wire.read());
int year = bcdToDec(Wire.read());
myFile = SD.open("valores.txt", FILE_WRITE);
if (myFile) {
    Serial.print("Siga date");
} else {
    Serial.print("Abortar date ");
    return;
}
//print the date EG  3/1/11 23:59:59
Serial.print(valuess);
Serial.print("--");
Serial.print(monthDay);
Serial.print("/");
Serial.print(year);
Serial.print(" ");
Serial.print(hour);
Serial.print(":");
Serial.print(minute);
Serial.print(":");
Serial.print(second);

myFile.print(valuess);
myFile.print(" ");
myFile.print(month);
myFile.print("/");
myFile.print(monthDay);
myFile.print("/");
myFile.print(year);
myFile.print(" ");
myFile.print(hour);
myFile.print(":");
myFile.print(minute);
myFile.print(":");
myFile.print(second);
myFile.print(" ");

myFile.close();
}

void setup()
{

valuess=0;
uint8_t osrs_t = 1;          //Oversampling da Temperatura x 1
uint8_t osrs_p = 1;          //Oversampling da Pressão x 1
uint8_t osrs_h = 1;          //Oversampling da Humidade x 1
uint8_t mode = 3;            //Modo normal
uint8_t t_sb = 5;            //Tstandby 1000ms
uint8_t filter = 0;          //Filtro off
uint8_t spi3w_en = 0;        //3-wire SPI Desativado

```



```

uint8_t ctrl_meas_reg = (osrs_t << 5) | (osrs_p << 2) | mode;
uint8_t config_reg    = (t_sb << 5) | (filter << 2) | spi3w_en;
uint8_t ctrl_hum_reg  = osrs_h;

Serial.begin(9600);
Wire.begin();
adxl.powerOn();

while (!Serial) {
    ; //Esperar por porta serial para conectar. Necessário só para portas USB nativas
}

Serial.print("A inicializar o cartão SD...");

if (!SD.begin(4)) {
    Serial.println("Falha ao inicializar o cartao SD!");
    return;
}
Serial.println("Cartão SD pronto.");

// Abre o ficheiro. Só um ficheiro pode ser aberto de cada vez,
// então é necessário fechar este que se vai abrir, antes de abrir outro.
myFile = SD.open("test.txt", FILE_WRITE);

// se o ficheiro foi aberto, ok, escrever para ele:
if (myFile) {
    Serial.print("A escrever para test.txt...");
    myFile.println("testing...");
    // Fecha o ficheiro:
    myFile.close();
    Serial.println("fechou ficheiro.");
} else {
    // se o ficheiro não abrir, imprimir erro:
    Serial.println("erro a abrir o test.txt");
}

// re-abrir o ficheiro para leitura:
myFile = SD.open("test.txt");//modo de abertura é leitura porque nao se indicou que foi
para escrita
if (myFile) {
    Serial.println("test.txt:");

    // ler do ficheiro até que não haja mais nada nele:
    while (myFile.available()) {
        Serial.write(myFile.read());
    }
    // fecha o ficheiro:
    myFile.close();
} else {
    // se o ficheiro não abrir, imprimir erro:
    Serial.println("erro a abrir o test.txt");
}

if (SD.exists("valores.txt")) {
    SD.remove("valores.txt");
    Serial.println("valores.txt removido.");
} else {

```

```

    Serial.println("valores.txt nao existe.");
}

Wire.begin();
Serial.begin(9600);
setDateTime(); //Deve ser configurada na Funcao

writeReg(0xF2,ctrl_hum_reg);
writeReg(0xF4,ctrl_meas_reg);
writeReg(0xF5,config_reg);
readTrim();          //

//dig_*** estao com valores

Serial.begin(9600);

/* Inicializa o sensor */
if(!accel.begin())
{
    /* Houve um problema a detetar o ADXL345 ... verifique as ligações */
    Serial.println("Ooops, ADXL345 não detetado ... Verifique as ligações!");
    while(1); //se acelerometro nao esta presente, nao saira daqui
}

/* Definir a range adequada ao projeto */
accel.setRange(ADXL345_RANGE_2_G);

myFile = SD.open("valores.txt",FILE_WRITE);
myFile.print("Amostra Data Hora Temp(°C) Press(kPa) HR(%) X(m/s^2) Y(m/s^2) ");
myFile.print("Z(m/s^2) Angulo_x(°) Angulo_y(°) LAnalog1 LAnalog2 ");
myFile.print("LAnalog3 LAnalog4 LAnalog5 LAnalog6 LAnalog7 LAnalog8 ");
myFile.print("LAnalog9 LAnalog10 Tensao1(mV) Tensao2(mV) Tensao3(mV) ");
myFile.print("Tensao4(mV) Tensao5(mV) Tensao6(mV) Tensao7(mV) Tensao8(mV) ");
myFile.print("Tensao9(mV) Tensao10(mV) Forca1(lbs) Forca2(lbs) Forca3(lbs) ");
myFile.print("Forca4(lbs) Forca5(lbs) Forca6(lbs) Forca7(lbs) Forca8(lbs) ");
myFile.print("Forca9(lbs) Forca10(lbs) Forca1(N) Forca2(N) Forca3(N) ");
myFile.print("Forca4(N) Forca5(N) Forca6(N) Forca7(N) Forca8(N) ");
myFile.print("Forca9(N) Forca10(N) ");

myFile.println();
myFile.close();

}

void loop()
{
    double temp_act = 0.0, press_act = 0.0,hum_act=0.0;
    signed long int temp_cal;
    unsigned long int press_cal,hum_cal;

    printDate();
    values=values+1;
    delay(250);

```

```

readData();//le pressao temperatura e humidade

temp_cal = calibration_T(temp_raw);
press_cal = calibration_P(pres_raw);
hum_cal = calibration_H(hum_raw);
temp_act = (double)temp_cal / 100.0;
press_act = ((double)press_cal / 100.0)/(10);
hum_act = (double)hum_cal / 1024.0;
Serial.print("DegC TEMP : ");
Serial.print(temp_act);
Serial.print(" KPa PRESS : ");
Serial.print(press_act);
Serial.print(" HUM : ");
Serial.print(hum_act);
Serial.println(" %");

Serial.println();
//abrir ficheiro e colocar la coisas

myFile = SD.open("valores.txt",FILE_WRITE);
if (myFile) {
    Serial.print("Siga");
} else {
    Serial.print("Abortar");
    return;
}

myFile.print(temp_act);myFile.print(" ");
myFile.print(press_act);myFile.print(" ");
myFile.print(hum_act);myFile.print(" ");

//valores de pressao hum temp no ficheiro e fecho
delay(250);

adxl.readAccel(&x, &y, &z); //lê os valores do acelerometro e guarda-os nas variaveis
x,y,z
// O Output (x,y,z) no plano horizontal devem ser aproximadamente (0,0,255)

//as 3 linhas seguintes são para um offset
rawX=x+10;
rawY=y-6;
rawZ=z-7;

X = ((rawX/256.00)+1); // usado para o calculo do ângulo
Y = rawY/256.00; // usado para o calculo do ângulo
Z = rawZ/256.00; // usado para o calculo do ângulo

rolldeg = 180*(atan(Y/sqrt(X*X+Z*Z)))/PI; // calculo do ângulo em graus atan:arco tan-
gente, sqrt: raiz quadrada
// converte-se a aceleração medida em ângulo

```

```

pitchdeg = (180*(atan(X/sqrt(Y*Y+Z*Z)))/PI); // calculo do ângulo em graus; na formula
que seria pitchdeg = 180*(atan(X/sqrt(Y*Y+Z*Z)))/PI;
// foi necessario substituir o Z pelo X e vice-versa, uma vez
que se alterou a posição do // acelerometro de vertical para horizontal

// mostrar os valores:

myFile.print(Z); myFile.print(" "); // raw data com offset e divididos por 256;
// colocou-se o Z em vez do X porque se
// alterou a posicao do acelerometro para vertical

myFile.print(Y);myFile.print(" "); // raw data com offset e divididos por 256

myFile.print(X); myFile.print(" "); // raw data com offset e divididos por 256

myFile.print(rolldeg); myFile.print(" "); // angulo calculado em graus

myFile.print(pitchdeg); myFile.print(" "); // angulo calculado em graus; colocou-se
// X em vez de Z porque se alterou
// a posicao do acelerometro para vertical

Serial.println("normais acabou");
delay(250);

//Mostrar dados dos FlexiForce A201

Serial.println(" pre 0");
FlexiForceReading0 = analogRead(FlexiForcePin0);
Serial.println(" Leitura Analogica: ");
Serial.print(" 1: ");
Serial.println(FlexiForceReading0);

myFile.print(FlexiForceReading0 );myFile.print(" ");

FlexiForceReading1 = analogRead(FlexiForcePin1);
Serial.print(" 2: ");
Serial.println(FlexiForceReading1);
myFile.print(FlexiForceReading1 );myFile.print(" ");

FlexiForceReading2 = analogRead(FlexiForcePin2);
Serial.print("3: ");
Serial.println(FlexiForceReading2);
myFile.print(FlexiForceReading2 );myFile.print(" ");

FlexiForceReading3 = analogRead(FlexiForcePin3);
Serial.print("4: ");
Serial.println(FlexiForceReading3);
myFile.print(FlexiForceReading3 );myFile.print(" ");

FlexiForceReading4 = analogRead(FlexiForcePin4);
Serial.print("5: ");
Serial.println(FlexiForceReading4);
myFile.print(FlexiForceReading4 );myFile.print(" ");

```

```
FlexiForceReading8 = analogRead(FlexiForcePin8);
Serial.print("6: ");
Serial.println(FlexiForceReading8);
myFile.print(FlexiForceReading8 );myFile.print(" ");

FlexiForceReading9 = analogRead(FlexiForcePin9);
Serial.print("7: ");
Serial.println(FlexiForceReading9);
myFile.print(FlexiForceReading9 );myFile.print(" ");

FlexiForceReading10 = analogRead(FlexiForcePin10);
Serial.print("8: ");
Serial.println(FlexiForceReading10);
myFile.print(FlexiForceReading10 );myFile.print(" ");

FlexiForceReading11 = analogRead(FlexiForcePin11);
Serial.print("9: ");
Serial.println(FlexiForceReading11);
myFile.print(FlexiForceReading11 );myFile.print(" ");

FlexiForceReading12 = analogRead(FlexiForcePin12);
Serial.print("10: ");
Serial.println(FlexiForceReading12);
myFile.print(FlexiForceReading12 );myFile.print(" ");

// Serial.println();
// Serial.println();

// converte a leitura analógica (que vai de 0 a 1023) em tensão ( 0 - 5V)
FlexiForceVoltage0 = FlexiForceReading0 * (5000/1023.0);
Serial.println(" Tensao em mV = ");
Serial.print("1: ");
Serial.println(FlexiForceVoltage0);

myFile.print(FlexiForceVoltage0 );myFile.print(" ");

FlexiForceVoltage1 = FlexiForceReading1 * (5000/1023.0);
Serial.print("2: ");
Serial.println(FlexiForceVoltage1);
myFile.print(FlexiForceVoltage1 );myFile.print(" ");

FlexiForceVoltage2 = FlexiForceReading2 * (5000/1023.0);
Serial.print("3: ");
Serial.println(FlexiForceVoltage2);
myFile.print(FlexiForceVoltage2 );myFile.print(" ");

FlexiForceVoltage3 = FlexiForceReading3 * (5000/1023.0);
Serial.print("4: ");
Serial.println(FlexiForceVoltage3);
myFile.print(FlexiForceVoltage3 );myFile.print(" ");

FlexiForceVoltage4 = FlexiForceReading4 * (5000/1023.0);
Serial.print("5: ");
Serial.println(FlexiForceVoltage4);
myFile.print(FlexiForceVoltage4 );myFile.print(" ");

FlexiForceVoltage8 = FlexiForceReading8 * (5000/1023.0);
```



```

Serial.print("4: ");
Serial.println(FlexiForceForce3);
myFile.print(FlexiForceForce3 );myFile.print(" ");

Serial.print("5: ");
Serial.println(FlexiForceForce4);
myFile.print(FlexiForceForce4 );myFile.print(" ");

Serial.print("6: ");
Serial.println(FlexiForceForce8);
myFile.print(FlexiForceForce8 );myFile.print(" ");

Serial.print("7: ");
Serial.println(FlexiForceForce9);
myFile.print(FlexiForceForce9 );myFile.print(" ");

Serial.print("8: ");
Serial.println(FlexiForceForce10);
myFile.print(FlexiForceForce10 );myFile.print(" ");

Serial.print("9: ");
Serial.println(FlexiForceForce11);
myFile.print(FlexiForceForce11 );myFile.print(" ");

Serial.print("10: ");
Serial.println(FlexiForceForce12);
myFile.print(FlexiForceForce12 );myFile.print(" ");

// Serial.println();
// Serial.println();

FlexiForceForceN0=(FlexiForceForce0*4.4);
FlexiForceForceN1=(FlexiForceForce1*4.4);
FlexiForceForceN2=(FlexiForceForce2*4.4);
FlexiForceForceN3=(FlexiForceForce3*4.4);
FlexiForceForceN4=(FlexiForceForce4*4.4);
FlexiForceForceN8=(FlexiForceForce8*4.4);
FlexiForceForceN9=(FlexiForceForce9*4.4);
FlexiForceForceN10=(FlexiForceForce10*4.4);
FlexiForceForceN11=(FlexiForceForce11*4.4);
FlexiForceForceN12=(FlexiForceForce12*4.4);

Serial.println(" Forca(N): ");
Serial.print("1: ");
Serial.println(FlexiForceForceN0);Serial.print(" ");

myFile.print(FlexiForceForceN0 );myFile.print(" ");

Serial.print("2: ");
Serial.println(FlexiForceForceN1);
myFile.print(FlexiForceForceN1 );myFile.print(" ");

Serial.print("3: ");
Serial.println(FlexiForceForceN2);
myFile.print(FlexiForceForceN2 );myFile.print(" ");

```

```

Serial.print("4: ");
Serial.println(FlexiForceForceN3);
myFile.print(FlexiForceForceN3 );myFile.print(" ");

Serial.print("5: ");
Serial.println(FlexiForceForceN4);
myFile.print(FlexiForceForceN4 );myFile.print(" ");

Serial.print("6: ");
Serial.println(FlexiForceForceN8);
myFile.print(FlexiForceForceN8 );myFile.print(" ");

Serial.print("7: ");
Serial.println(FlexiForceForceN9);
myFile.print(FlexiForceForceN9 );myFile.print(" ");

Serial.print("8: ");
Serial.println(FlexiForceForceN10);
myFile.print(FlexiForceForceN10 );myFile.print(" ");

Serial.print("9: ");
Serial.println(FlexiForceForceN11);
myFile.print(FlexiForceForceN11 );myFile.print(" ");

Serial.print("10: ");
Serial.println(FlexiForceForceN12);
myFile.print(FlexiForceForceN12 );myFile.print(" ");myFile.print("/");

Serial.println();
Serial.println();

myFile.println();// acabou uma leitura de todos os dados que os sensores recolheram num
ciclo
// close the file:
myFile.close();

delay(1000); //introduz um atraso no output, para uma leitura mais fácil

}

```

Anexo 2 - Windows *Form* da Interface da Aplicação, desenvolvida em Visual C#

```

using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.Globalization;
using System.IO;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Threading.Tasks;
using System.Windows.Forms;
using System.Windows.Forms.DataVisualization.Charting;

```



```
namespace WindowsFormsApplication1
{
    public partial class Main : Form
    {
        private const string C_DIRETORIA = "TXT";
        private string NomeFicheiro;
        EstruturaFicheiro FicheiroOrganizado = new Main.EstruturaFicheiro();
        private int C_COLUNA_HORA = 2;
        private string AXIS_Y_TITLE = "";

        decimal valorMaisAlto = decimal.MinValue;
        decimal valorMaisBaixo = decimal.MaxValue;
        decimal mediaValores = 0;
        int totalValores = 0;

        private class Linha
        {
            public List<Coluna> Colunas;
        }

        private class Coluna
        {
            public string Valor { get; set; }
        }

        private class EstruturaFicheiro
        {
            public List<Coluna> Cabecalho;
            public List<Linha> Linhas;
        }

        private enum TipoGrafico
        {
            NORMAL = 1,
            ACELARACOES = 2,
            ANGULOS = 3,
            FORCA_LB = 4,
            TENSAO = 5,
            FORCA_N = 6,
            PRESSAO = 7,
            TEMPERATURA = 8,
            HUMIDADE = 9
        }

        public Main()
        {
            try
            {
                InitializeComponent();
                OpenFileDialog openFileDialog = new OpenFileDialog();
            }
            catch (Exception ex)
            {
            }
        }

        private void DrawIt()
        {
        }
    }
}
```

```

        System.Drawing.Graphics graphics = this.CreateGraphics();
        System.Drawing.Rectangle rectangle = new System.Drawing.Rectangle(
            50, 100, 150, 150);
        graphics.DrawEllipse(System.Drawing.Pens.Black, rectangle);
        graphics.DrawRectangle(System.Drawing.Pens.Red, rectangle);
    }

    private void importarFicheiro_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        OpenFileDialog openFileDialog = new OpenFileDialog();
        openFileDialog.CheckFileExists = true;
        openFileDialog.AddExtension = true;
        openFileDialog.Multiselect = false;
        openFileDialog.Filter = "TXT files (*.txt)|*.txt";
        if (openFileDialog.ShowDialog() == System.Windows.Forms.DialogResult.OK)
        {
            gridValores.Rows.Clear();
            gridValores.Columns.Clear();

            if (!string.IsNullOrEmpty(openFileDialog.FileName))
            {
                string fileName = openFileDialog.FileName;

                Directory.CreateDirectory(C_DIRETORIA);
                File.Copy(fileName, "TXT\\" + Path.GetFileName(fileName), true);
                this.NomeFicheiro = fileName;
            }
        }

        //Limpar dados antigo ficheiro
        FicheiroOrganizado = new Main.EstruturaFicheiro();

        ResetGraphicSeries();
        ResetGraphicDefaultValues();
        CriarFicheiroOrganizado();
        DesenharLayout();
    }

    private void CriarFicheiroOrganizado()
    {
        string[] separadoresLinha = new string[] { "\r\n" };
        string ficheiroTextoOriginal = File.ReadAllText(this.NomeFicheiro);

        ficheiroTextoOriginal = ficheiroTextoOriginal.Replace("@//", string.Empty);
        string[] linhasFicheiro = ficheiroTextoOriginal.Split(separadoresLinha, StringSplitOptions.None);

        for (int i = 0; i < linhasFicheiro.Count(); i++)
        {
            //Guardar linhas do cabeçalho
            if (i == 0)
            {
                FicheiroOrganizado.Cabecalho = DividirLinha(linhasFicheiro[i]);
            }
            else
            {
                if (FicheiroOrganizado.Linhas == null)
                {
                    FicheiroOrganizado.Linhas = new List<Linha>();
                }
            }
        }
    }

```



```

        {
            splitedHour[1] = "0" + splitedHour[1];
        }

        if (splitedHour[2].Length < 2)
        {
            splitedHour[2] = "0" + splitedHour[2];
        }

        hora = splitedHour[0] + ":" + splitedHour[1] + ":" + splitedHour[2];

        linha.Colunas[i].Valor = hora;
    }
}

row.Cells[i].Value = linha.Colunas[i].Valor;
}
gridValores.Rows.Add(row);
}
}

e) private void gridValores_CellDoubleClick(object sender, DataGridViewCellEventArgs
{
    int colunaSelecionada = e.ColumnIndex;
    lblValorAtual.Text = "-";

    //Não fazer nada quando clicamos nas 3 primeiras colunas
    if (colunaSelecionada == 0 || colunaSelecionada == 1 || colunaSelecionada == 2)
    {
        return;
    }
    //Caso seja uma coluna do conjunto "Acelerações"
    else if (colunaSelecionada == 6 || colunaSelecionada == 7 || colunaSelecionada ==
8)
    {
        DrawGraphic(colunaSelecionada, TipoGrafico.ACELARACOES);
    }
    //Caso seja uma coluna do conjunto "Angulos"
    else if (colunaSelecionada == 9 || colunaSelecionada == 10)
    {
        DrawGraphic(colunaSelecionada, TipoGrafico.ANGULOS);
    }
    //Caso seja uma coluna do conjunto "Tensão"
    else if (colunaSelecionada >= 21 && colunaSelecionada <= 30)
    {
        DrawGraphic(colunaSelecionada, TipoGrafico.TENSAO);
    }
    else if (colunaSelecionada >= 31 && colunaSelecionada <= 40)
    {
        DrawGraphic(colunaSelecionada, TipoGrafico.FORCA_LB);
    }
    else if (colunaSelecionada >= 41 && colunaSelecionada <= 50)
    {
        DrawGraphic(colunaSelecionada, TipoGrafico.FORCA_N);
    }
    else if (colunaSelecionada == 4)
    {
        DrawGraphic(colunaSelecionada, TipoGrafico.PRESSAO);
    }
}

```

```

    }
    else if (colunaSelecionada == 3)
    {
        DrawGraphic(colunaSelecionada, TipoGrafico.TEMPERATURA);
    }
    else if (colunaSelecionada == 5)
    {
        DrawGraphic(colunaSelecionada, TipoGrafico.HUMIDADE);
    }
    //Tudo o resto
    else
    {
        DrawGraphic(colunaSelecionada, TipoGrafico.NORMAL);
    }
}

private void DrawGraphic(int colunaSelecionada, TipoGrafico tipoGrafico)
{
    //Reset max, min, media e totalValores, utilizado para definir os valores Máximo e
    minimo do eixo Y
    ResetGraphicDefaultValues();

    //Reset Series do gráfico
    ResetGraphicSeries();

    //Add Graphic Serie by graphic type
    DrawSeries(colunaSelecionada, tipoGrafico);

    //Apply rules
    ApplyGraphicRules(colunaSelecionada, AXIS_Y_TITLE);
}

private void DrawSeries(int colunaSelecionada, TipoGrafico tipoGrafico)
{
    switch (tipoGrafico)
    {
        case TipoGrafico.ANGULOS:
            AXIS_Y_TITLE = "Ângulo (°)";

            AddGraphicSerie(9, "Angulo1", Color.Red);
            AddGraphicSerie(10, "Angulo2", Color.Blue);
            break;
        case TipoGrafico.PRESSAO:
            AXIS_Y_TITLE = "Pressão (kPa)";

            AddGraphicSerie(4, "Pressao1", Color.Red);
            break;
        case TipoGrafico.TEMPERATURA:
            AXIS_Y_TITLE = "Temperatura (°C)";

            AddGraphicSerie(3, "Temperatura1", Color.Red);
            break;
        case TipoGrafico.HUMIDADE:
            AXIS_Y_TITLE = "Humidade (%)";

            AddGraphicSerie(5, "Humidade1", Color.Red);
            break;
        case TipoGrafico.ACELARACOES:
    
```

```

        AXIS_Y_TITLE = "Aceleração (m/s^2)";

        AddGraphicSerie(6, "Aceleracao1", Color.Red);
        AddGraphicSerie(7, "Aceleracao2", Color.Blue);
        AddGraphicSerie(8, "Aceleracao3", Color.Green);
        break;
    case TipoGrafico.TENSAO:
        AXIS_Y_TITLE = "Tensão (mV)";

        AddGraphicSerie(21, "Tensao1", Color.Red);
        AddGraphicSerie(22, "Tensao2", Color.Blue);
        AddGraphicSerie(23, "Tensao3", Color.Green);
        AddGraphicSerie(24, "Tensao4", Color.Orange);
        AddGraphicSerie(25, "Tensao5", Color.Navy);
        AddGraphicSerie(26, "Tensao6", Color.Orchid);
        AddGraphicSerie(27, "Tensao7", Color.PeachPuff);
        AddGraphicSerie(28, "Tensao8", Color.Pink);
        AddGraphicSerie(29, "Tensao9", Color.Purple);
        AddGraphicSerie(30, "Tensao10", Color.RoyalBlue);
        break;
    case TipoGrafico.FORCA_LB:
        AXIS_Y_TITLE = "Força(lbs)";

        AddGraphicSerie(31, "Forca1", Color.Red);
        AddGraphicSerie(32, "Forca2", Color.Blue);
        AddGraphicSerie(33, "Forca3", Color.Green);
        AddGraphicSerie(34, "Forca4", Color.Orange);
        AddGraphicSerie(35, "Forca5", Color.Navy);
        AddGraphicSerie(36, "Forca6", Color.Orchid);
        AddGraphicSerie(37, "Forca7", Color.PeachPuff);
        AddGraphicSerie(38, "Forca8", Color.Pink);
        AddGraphicSerie(39, "Forca9", Color.Purple);
        AddGraphicSerie(40, "Forca10", Color.RoyalBlue);
        break;
    case TipoGrafico.FORCA_N:
        AXIS_Y_TITLE = "Força(N)";

        AddGraphicSerie(41, "ForcaN1", Color.Red);
        AddGraphicSerie(42, "ForcaN2", Color.Blue);
        AddGraphicSerie(43, "ForcaN3", Color.Green);
        AddGraphicSerie(44, "ForcaN4", Color.Orange);
        AddGraphicSerie(45, "ForcaN5", Color.Navy);
        AddGraphicSerie(46, "ForcaN6", Color.Orchid);
        AddGraphicSerie(47, "ForcaN7", Color.PeachPuff);
        AddGraphicSerie(48, "ForcaN8", Color.Pink);
        AddGraphicSerie(49, "ForcaN9", Color.Purple);
        AddGraphicSerie(50, "ForcaN10", Color.RoyalBlue);
        break;
    default:
        AXIS_Y_TITLE = FicheiroOrganizado.Cabecalho[colunaSelecionada].Valor;

        AddGraphicSerie(colunaSelecionada, "horaAXIS", Color.Blue);
        break;
    }
}

private void ApplyGraphicRules(int colunaSelecionada, string legendaY)
{
    graph.ChartAreas[0].AxisY.LabelStyle.Format = "0.00";

```

```

        graph.ChartAreas[0].AxisY.Maximum = (double)valorMaisAlto + (((double)valorMaisAlto - (double)mediaValores) / 6);
        graph.ChartAreas[0].AxisY.Minimum = (double)valorMaisBaixo - ((double)mediaValores - (double)valorMaisBaixo);

        graph.ChartAreas[0].AxisY.Title = legendaY;
        graph.ChartAreas[0].AxisY.TitleFont = new System.Drawing.Font("Trebuchet MS", 12, System.Drawing.FontStyle.Bold);

        graph.ChartAreas[0].AxisX.TitleFont = new System.Drawing.Font("Trebuchet MS", 12, System.Drawing.FontStyle.Bold);
        graph.ChartAreas[0].AxisX.Interval = 3;
        graph.ChartAreas[0].AxisX.Title = "Hora (hh:mm:ss)";

        graph.ChartAreas[0].RecalculateAxesScale();

        this.graph.MouseWheel += new MouseEventHandler(chData_MouseWheel);

        this.graph.GetToolTipText += this.graph_GetToolTipText;
    }

    private void chData_MouseWheel(object sender, MouseEventArgs e)
    {
        try
        {
            if (e.Delta < 0)
            {
                graph.ChartAreas[0].AxisX.ScaleView.ZoomReset();
                graph.ChartAreas[0].AxisY.ScaleView.ZoomReset();
            }

            if (e.Delta > 0)
            {
                double xMin = graph.ChartAreas[0].AxisX.ScaleView.ViewMinimum;
                double xMax = graph.ChartAreas[0].AxisX.ScaleView.ViewMaximum;
                double yMin = graph.ChartAreas[0].AxisY.ScaleView.ViewMinimum;
                double yMax = graph.ChartAreas[0].AxisY.ScaleView.ViewMaximum;

                double posXStart = graph.ChartAreas[0].AxisX.PixelPositionToValue(e.Location.X) - (xMax - xMin) / 2;
                double posXFinish = graph.ChartAreas[0].AxisX.PixelPositionToValue(e.Location.X) + (xMax - xMin) / 2;
                double posYStart = graph.ChartAreas[0].AxisY.PixelPositionToValue(e.Location.Y) - (yMax - yMin) / 2;
                double posYFinish = graph.ChartAreas[0].AxisY.PixelPositionToValue(e.Location.Y) + (yMax - yMin) / 2;

                graph.ChartAreas[0].AxisX.ScaleView.Zoom(posXStart, posXFinish);
                graph.ChartAreas[0].AxisY.ScaleView.Zoom(posYStart, posYFinish);
            }
        }
        catch { }
    }

    private void ResetGraphicSeries()
    {
        if (graph.Series.Count > 0)
        {
            int originalSize = graph.Series.Count();

```

```

        for (int i = 0; i <= originalSize - 1; i++)
            graph.Series.RemoveAt(0);
    }

    private void AddGraphicSerie(int colunaSelecionada, string nomeSerie, Color
graphSerieColor)
    {
        Series horaAXIS = new Series();
        Dictionary<string, string> ParHoraValor = new Dictionary<string, string>();

        for (int i = 0; i < FicheiroOrganizado.Linhas.Count() - 1; i++)
        {
            string hora = FicheiroOrganizado.Linhas[i].Colunas[C_COLUNA_HORA].Valor;
            string valorY1 = FicheiroOrganizado.Linhas[i].Colunas[colunaSelecionada].Valor;

            if (!string.IsNullOrEmpty(hora))
            {
                string[] separador = new string[] { ":" };
                string[] splitedHour = hora.Split(separador, StringSplitOptions.None);

                if (splitedHour[0].Length < 2)
                {
                    splitedHour[0] = "0" + splitedHour[0];
                }

                if (splitedHour[1].Length < 2)
                {
                    splitedHour[1] = "0" + splitedHour[1];
                }

                if (splitedHour[2].Length < 2)
                {
                    splitedHour[2] = "0" + splitedHour[2];
                }

                hora = splitedHour[0] + ":" + splitedHour[1] + ":" + splitedHour[2];
            }

            if (!string.IsNullOrEmpty(valorY1))
            {
                decimal valorDecimal = Decimal.Parse(valorY1, CultureInfo.InvariantCulture);

                if (valorDecimal > valorMaisAlto)
                {
                    valorMaisAlto = valorDecimal;
                }

                if (valorDecimal < valorMaisBaixo)
                {
                    valorMaisBaixo = valorDecimal;
                }

                mediaValores = mediaValores + valorDecimal;

                ParHoraValor.Add(hora, valorY1);
                horaAXIS.Points.AddXY(hora, valorY1);
            }
        }
    }

```



```
        totalValores++;
    }
}

if (totalValores > 0)
    mediaValores = mediaValores / totalValores;

horaAXIS.Name = nomeSerie;
horaAXIS.LegendText = FicheiroOrganizado.Cabecalho[colunaSelecionada].Valor;
graph.Series.Add(horaAXIS);
graph.Series[nomeSerie].ChartType = SeriesChartType.FastLine;
graph.Series[nomeSerie].Color = graphSerieColor;
}

private void ResetGraphicDefaultValues()
{
    valorMaisAlto = decimal.MinValue;
    valorMaisBaixo = decimal.MaxValue;
    mediaValores = 0;
    totalValores = 0;
}

private void graph_GetToolTipText(object sender, ToolTipEventArgs e)
{
    // Check selected chart element and set tooltip text for it
    switch (e.HitTestResult.ChartElementType)
    {
        case ChartElementType.DataPoint:
            var dataPoint = e.HitTestResult.Series.Points[e.HitTestResult.PointIndex];
            lblValorAtual.Text = dataPoint.YValues[0].ToString();
            break;
    }
}
}
```

Anexo 3 - Consentimento Informado do Paciente para realização dos Ensaios

CONSENTIMENTO INFORMADO, ESCLARECIDO E LIVRE

Designação do Estudo:

"Avaliação de próteses transfemorais (temperatura, pressão, força e humidade no coto)"

Confirmando que expliquei ao participante/ representante legal, de forma adequada e compreensível, a investigação referida, mencionando os benefícios, riscos e possíveis complicações inerentes à sua realização.

O Investigador responsável:

Nome: _____
(legível) (assinatura)

Identificação do participante:

Nome: _____

Como participante / representante legal declaro que:

- Compreendi a explicação que me foi facultada acerca do estudo que se tenciona realizar: os objetivos, os métodos, os benefícios previstos, os riscos potenciais e o eventual desconforto.
- Solicitei qualquer esclarecimento adicional de que necessitei, sabendo que a informação é fundamental para uma boa decisão.
- Fui informado(a) da possibilidade de livremente recusar ou abandonar a todo o tempo a participação no estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo ou assistência que é prestada.
- Concordo que os dados recolhidos durante o ensaio possam ser submetidos a tratamento informático e estatístico.
- Tenho conhecimento da existência do direito de acesso e retificação fornecido pela lei portuguesa nº67/98 (lei da proteção de dados pessoais). Os resultados do estudo relacionados com a minha participação podem ser publicados, no entanto, qualquer informação que me possa identificar será mantida confidencial com os registos dos ensaios.
- Eu autorizo a recolha de dados relativos à minha pessoa, em condições que assegurem o sigilo e o anonimato, o que significa que ninguém me poderá reconhecer de forma alguma.
- Autorizo o promotor do estudo a fazer a divulgação, reprodução, tratamento, atribuição e difusão dos dados para fins de investigação científica, técnica e/ou comercial.
- Reconheço que tais autorizações são feitas gratuitamente.
- Compreendo que são tomadas medidas de segurança na transmissão de dados ao promotor do estudo.
- Aceito participar neste estudo, nas condições acima especificadas.

Concordo com a participação neste estudo, de acordo com os esclarecimentos que me foram prestados, como consta neste documento, do qual me foi entregue uma cópia.

O participante:

(assinatura)

Data: ____/____/____

Anexo 4 - Documento Informativo sobre o Estudo fornecido ao paciente (1/2)

DOCUMENTO INFORMATIVO SOBRE O ESTUDO


"Avaliação de Próteses Transfemorais ((temperatura, pressão, força e humidade no coto))"

Orientador: Joaquim Gabriel (FEUP), jgabriel@fe.up.pt

Aluna: Catarina Vitória Pires Domingues, cat.dom.be@gmail.com

Objetivo	Desenvolver um sistema de monitorização portátil do estado da prótese, capaz de medir a força na interface coto-encalxe e a pressão barométrica, temperatura e humidade relativa no interior deste, relacionando as grandezas com a orientação e atividade medida pelo acelerómetro.
Introdução	<p>O elevado número de amputações de membros inferiores verificado a nível mundial e a conseqüente afetação da qualidade de vida dessas pessoas, pelas limitações físicas e pelo peso emocional colocados pela perda de funcionalidade e mudança na estrutura do corpo, aliados à incapacidade de uso prolongado da prótese, são os ingredientes promotores deste projeto.</p> <p>Acrescendo a este facto, ao perceber a forma artesanal como o habitual processo de fabrico de uma prótese transfemoral é desenvolvido, é notória a carência de intervenção da tecnologia no processo de ajuste do elo de ligação da prótese com o coto, o encaixe.</p> <p>Neste projeto foi desenvolvido um sistema de sensores, capazes de monitorizar o interior do encaixe da prótese, no que diz respeito à pressão (força exercida pelo encaixe no coto e pressão barométrica na zona inferior), humidade e temperatura, parecendo ser este uma das chaves do problema da má adaptação do amputado à prótese.</p>
Esquema do sistema	<p>O diagrama ilustra o sistema de monitorização da prótese. No topo esquerdo, um médico ajusta uma prótese em um paciente sentado. Abaixo dele, um acelerómetro ADXL345 é mostrado. No topo direito, um sensor de pressão/humidade/temperatura SMT280 é exibido. Abaixo dele, um sensor de força 30 Flexforce A201 (250N) é mostrado. No centro, uma imagem de uma prótese transfemoral é exibida com setas indicando a localização dos sensores. No canto inferior direito, uma imagem de uma prótese com sensores é exibida.</p>

Anexo 4 - Documento Informativo sobre o Estudo fornecido ao paciente (2/2)

	Mestrado em Engenharia Biomédica
Caraterísticas dos principais materiais/sensores	<p>ADXL345 - acelerómetro para inferir a fase da marcha do amputado (fase), quando determinados valores de força são verificados na interface coto-encaixe;</p> <p>BME280 - sensor de reduzido tamanho, usado para obter a temperatura, a humidade e a pressão no interior do <i>liner</i>;</p> <p>Flexiforce A201 - sensores usados para inferir a força na interface coto-encaixe. Usados para justificar a problemática da fricção causada pela prótese no local da amputação;</p> <p>Placa de Aquisição de Dados (Arduino Mega 2560) - plataforma de prototipagem eletrónica de hardware livre e de placa única. Placa com grande número de entradas analógicas, o que permite a ligação de vários sensores como os Flexiforce.</p>
Critérios de Inclusão	<p>O ensaio será realizado de acordo com a seguinte metodologia:</p> <ol style="list-style-type: none"> I. Inicialmente será explicado o estudo e verificado o cumprimento dos critérios de inclusão, donde resultará a ficha de dados do paciente. II. De seguida, proceder-se-á à colocação dos sensores no interior do <i>liner</i> e do encaixe protésico. Para este passo é necessário que o amputado retire a prótese e o <i>liner</i>. III. Após todos os sensores estarem colocados é pedido ao paciente que vista o <i>liner</i> e a prótese para se proceder à recolha de dados. IV. Quando todo o sistema de aquisição de dados estiver colocado será ligado e assim se iniciará a recolha de dados e o respetivo registo no cartão de memória que integra o sistema, em ficheiro .txt. V. Após 10min de utilização do sistema e alguns movimentos de marcha por parte do amputado será desligado o sistema e retirados os sensores. VI. Por fim é retirado o cartão micro SD do sistema de medição e colocado num PC, onde será possível efetuar a visualização e análise dos dados recolhidos, ou seja, os valores da pressão, humidade, temperatura e força a que o coto esteve sujeito na altura do ensaio. <p>Todas as amostras serão recolhidas na sala onde o doente se encontra a realizar as atividades de reabilitação.</p>

Referências

- [1] M. Chan, "WHO Director-General Dr Margaret Chan's message on the International Day of Persons with Disabilities 2014," World Health Organization, 2014.
- [2] C. G. Bhuvaneshwar, L. A. Epstein, and T. A. Stern, "Reactions to Amputation: Recognition and Treatment," *Prim. Care Companion J. Clin. Psychiatry*, vol. 09, no. 04, pp. 303-308, Aug. 2007.
- [3] M. R. S. Gabriel, *El paciente amputado: labor de equipo*, 1st ed. Barcelona: Springer Verlag Ibérica, 2001.
- [4] T. R. Chamlian, "Use of prostheses in lower limb amputee patients due to peripheral arterial disease," *Einstein (São Paulo)*, vol. 12, no. 4, pp. 440-446, Dec. 2014.
- [5] L. Gardete Correia, J. M. Boavida, J. P. Fragoso de Almeida, S. Massano Cardoso, J. Doreis, J. Sequeira Duarte, R. Duarte, H. Ferreira, F. Guerra, J. L. Medina, J. S. Nunes, M. Pereira, and J. Raposo, "Diabetes: Factos e Números 2012," 2013.
- [6] N. Gutacker, A. Neumann, F. Santosa, T. Moysidis, and K. Kroger, "Amputations in PAD patients: Data from the German Federal Statistical Office," *Vasc. Med.*, vol. 15, no. 1, pp. 9-14, Feb. 2010.
- [7] A. Lopez-de-Andres, M. A. Martinez-Huedo, P. Carrasco-Garrido, V. Hernandez-Barrera, A. Gil-de-Miguel, and R. Jimenez-Garcia, "Trends in Lower-Extremity Amputations in People With and Without Diabetes in Spain, 2001-2008," *Diabetes Care*, vol. 34, no. 7, pp. 1570-1576, Jul. 2011.
- [8] M. C. Almaraz, S. González-Romero, M. Bravo, F. F. Caballero, M. J. Palomo, R. Vallejo, I. Esteva, F. Calleja, and F. Soriguer, "Incidence of lower limb amputations in individuals with and without diabetes mellitus in Andalusia (Spain) from 1998 to 2006," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 95, no. 3, pp. 399-405, Mar. 2012.
- [9] F. L. Lombardo, M. Maggini, A. De Bellis, G. Seghieri, and R. Anichini, "Lower Extremity Amputations in Persons with and without Diabetes in Italy: 2001-2010," *PLoS One*, vol. 9, no. 1, p. e86405, Jan. 2014.
- [10] E. R. S. Spichler, D. Spichler, I. Lessa, A. C. e Forti, L. J. Franco, and R. E. LaPorte, "Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates in Rio de Janeiro, Brazil," *Rev. Panam. Salud Pública*, vol. 10, no. 5, pp. 334-40, Nov. 2001.
- [11] T. R. Dillingham, L. E. Pezzin, and E. J. Mackenzie, "Limb Amputation and Limb Deficiency: Epidemiology and Recent Trends in the United States," *South. Med. J.*, vol. 95, no. 8, pp. 875-883, Aug. 2002.
- [12] P. Varma, M. G. Stineman, and T. R. Dillingham, "Epidemiology of Limb Loss," *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, vol. 25, no. 1, pp. 1-8, Feb. 2014.
- [13] T. Times and M. Difficult, "The Transfemoral Amputation Level , Part 1," vol. 14, no. 2, pp. 4-7, 2013.
- [14] S. Fatone, R. Caldwell, O. Komolafe, B. Robillard, S. Gard, W. Chen, C. Sun, A. Hansen, and B. Ruhe, "Development of Subischial Prosthetic Sockets with Vacuum-Assisted Suspension for Highly Active Persons with Transfemoral Amputations," Evanston, Illinois, 2013.
- [15] P. C. Silva, "Desenvolvimento da Prótese Biomecânica do Joelho," 2009.
- [16] J. Ertl, "Prosthetic Primer: Pain and Inactive Residual Extremity Syndrome," *inMotion Magazine*, Volume 10 (5), 2000. [Online]. Available: <http://www.amputee->

- coalition.org/inmotion/sep_oct_00/prosth.html. [Accessed: 22-Nov-2015].
- [17] S. W. Levy, "26: Skin Problems of the Amputee | O&P Virtual Library," *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. [Online]. Available: <http://www.oandplibrary.org/alp/chap26-01.asp>. [Accessed: 22-Nov-2015].
- [18] H. E. J. Meulenbelt, J. H. B. Geertzen, P. U. Dijkstra, and M. F. Jonkman, "Skin problems in lower limb amputees: an overview by case reports.," *J. Eur. Acad. Dermatol. Venereol.*, vol. 21, no. 2, pp. 147-55, 2007.
- [19] "Common Problems | DOPS." [Online]. Available: <http://www.orthopedock.com/2009/03/common-problems.html>. [Accessed: 24-Nov-2015].
- [20] D. B. F. Roveda, D. B. Lorenzetti, and P. O. Raddatz, "Análise da satisfação dos usuários de próteses transfemorais para aprimoramento de próteses," *Revista Espacios, Volume 33 (8)*, 2012. [Online]. Available: <http://www.revistaespacios.com/a12v33n08/12330809.html>. [Accessed: 24-Nov-2015].
- [21] J. A. Carvalho, *Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação*. Manole, 2003.
- [22] R. E. Seroussi, A. Gitter, J. M. Czerniecki, and K. Weaver, "Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 77, no. 11, pp. 1209-1214, Nov. 1996.
- [23] M. W. Whittle, *Gait Analysis: an Introduction*, 4th ed. Butterworth-Heinemann | Elsevier, 2007.
- [24] É. Viel, "Os movimentos do esqueleto: do desencadeamento da marcha à 'velocidade de cruzeiro,'" in *A Marcha Humana, A Corrida E O Salto*, 1ª ed., Brasil: Manole, 2001, pp. 1-24.
- [25] V. Rajtůková, M. Michalíková, L. Bednarčíková, A. Balogová, and J. Živčák, "Biomechanics of Lower Limb Prostheses," *Procedia Eng.*, vol. 96, pp. 382-391, 2014.
- [26] P. M. F. Da Fonseca, "FILMES FINOS PARA SENSORES DE PRESSÃO EM PRÓTESES DE MEMBROS INFERIORES," Universidade de Coimbra, 2011.
- [27] J. F. Ramírez, E. J. Muñoz, and J. A. Vélez, "Algorithm for the prediction of the reactive forces developed in the socket of transfemoral amputees," *DYNA*, vol. 79, no. 173 PART II, pp. 89-95, 2012.
- [28] CRPG, "Membro Inferior," 2012. [Online]. Available: <http://www.crpq.pt/ESTUDOSPROJECTOS/TEMASREFERENCIA/INFOESPECIALIZADA/PROTESES/Paginas/membroinferior.aspx>. [Accessed: 30-Jan-2016].
- [29] R. Klotz, B. Colobert, M. Botino, and I. Permentiers, "Influence of different types of sockets on the range of motion of the hip joint by the transfemoral amputee," *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 54, no. 7, pp. 399-410, Oct. 2011.
- [30] A. B. Wilson, "History of Amputation Surgery and Prosthetics," in *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, O&P Virtual Library, 1992.
- [31] CRPG, "Membro Inferior," *Investigação > Temas de Referência > Produtos de Apoio > Próteses > Membro Inferior*, 2012. [Online]. Available: <http://www.crpq.pt/estudosProjectos/temasreferencia/infoespecializada/proteses/Paginas/membroinferior.aspx#topo>. [Accessed: 28-Jan-2016].
- [32] R. Munarriz, H. Kulaksizoglu, L. Hakim, S. Gholami, A. Nehra, and I. Goldstein, "Lower extremity above-knee prosthesis-associated erectile dysfunction," *Int. J. Impot. Res.*, vol. 15, no. 4, pp. 290-292, 2003.
- [33] A. Journal, O. F. Physical, A. Eshraghi, H. Bloorview, and K. Rehabilitation, "Transfemoral Prosthesis Suspension Systems A Systematic Review of the Literature Transfemoral Prosthesis Suspension Systems," no. October 2015, 2014.
- [34] 360 O&P, "Transfemoral Suspension Systems," *360oandp.com*. [Online]. Available: <http://360oandp.com/transfemoral-suspension-systems.aspx>. [Accessed: 28-Jan-2016].
- [35] H. Gholizadeh, N. A. Abu Osman, A. Eshraghi, and S. Ali, "Transfemoral Prosthesis Suspension Systems," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 96, no. 9, pp. 809-823, 2014.
- [36] J. F. Matos, M. Briôa, G. Cunha, M. Eiras, and M. Ribeiro, "Estudo de caso de malformação congénita , com quantificação do êmbolo em 4 sistemas de suspensão para próteses endosqueléticas transtibiais com encaixe TSB Case study of a congenital malformation with piston quantification in 4 suspension systems for tran," *Saúde &*

- Tecnologia*, pp. 27-33, 2015.
- [37] CRPG, *Execução de molde com interface com pino*. 2016, pp. 11-14.
 - [38] T. L. Beil and G. M. Street, "Comparison of interface pressures with pin and suction suspension systems," vol. 41, no. 6, pp. 821-828, 2004.
 - [39] B. R. Krosin, "The Pin Lock Reference Manual for Prosthetists," pp. 2004-2005, 2005.
 - [40] C. J. Dietzen, J. Harshberger, and R. D. Pidikiti, "Suction Sock Suspension for Above-Knee Prostheses," *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 3, no. 2, pp. 90-93, 1991.
 - [41] H. Gholizadeh, N. A. Abu Osman, A. Eshraghi, S. Ali, and E. S. Yahyavi, "Satisfaction and Problems Experienced With Transfemoral Suspension Systems: A Comparison Between Common Suction Socket and Seal-In Liner," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 94, no. 8, pp. 1584-1589, 2013.
 - [42] B. Soediono, "Prostheses for the lower extremities," *J. Chem. Inf. Model.*, vol. 53, no. 0, p. 160, 1989.
 - [43] J. F. Ramirez Patiño, D. F. Gutiérrez Rôa, and A. A. Correa Espinal, "Comfort perception assessment in persons with transfemoral amputation," *Dyna*, vol. 82, no. 191, pp. 194-202, 2015.
 - [44] J. E. Sanders, B. S. Nicholson, S. G. Z. D. V. Cassisi, A. Karchin, and J. R. Ferguson, "Testing of elastomeric liners used in limb prosthetics: Classification of 15 products by mechanical performance," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 41, no. 2, pp. 175-186, 2004.
 - [45] M. C. Faustini, R. R. Neptune, R. H. Crawford, W. E. Rogers, and G. Bosker, "An Experimental and Theoretical Framework for Manufacturing Prosthetic Sockets for Transtibial Amputees," *IEEE Trans. NEURAL Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 3, pp. 304-310, 2006.
 - [46] E. J. A. Pereira, "CAD e engenharia reversa como ferramentas de auxílio na fabricação de cartucho para próteses ortopédias," Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2007.
 - [47] CRPG, "Perguntas Frequentes," *Perguntas Frequentes*, 2013. [Online]. Available: <http://www.crpq.pt/home/Paginas/perguntasfrequent.es.aspx>. [Accessed: 16-Dec-2015].
 - [48] A. Borges, F. M. Sequeira, and A. D. da Rocha, "MATERIAIS USADOS EM PRÓTESES E ORTÓTESES Características dos mais utilizados," *Medicina Física e de Reabilitação*, vol. 9, 2001.
 - [49] L. Britto, "Próteses para água já disponíveis no mercado brasileiro," *Passo Firme - Notícias sobre próteses, reabilitação de amputados e tudo relacionado ao universo das pessoas com deficiência*, 2012. [Online]. Available: <https://passofirme.wordpress.com/2012/06/12/proteses-para-agua-ja-disponiveis-no-mercado-brasileiro/>. [Accessed: 17-Dec-2015].
 - [50] E. Al-Fakih, N. Osman, A. Eshraghi, and F. Adikan, "The Capability of Fiber Bragg Grating Sensors to Measure Amputees' Trans-Tibial Stump/Socket Interface Pressures," *Sensors*, vol. 13, no. 8, pp. 10348-10357, 2013.
 - [51] Tekscan, "Prosthetic Fit Design | F-Socket System | Tekscan." [Online]. Available: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-socket-system>. [Accessed: 31-Dec-2015].
 - [52] M. K. Yalamanchili, "Development of software to estimate pressures on the residual limbs of amputees by means of a pylon mounted transducer," Howard R. Hughes College of Engineering, University of Nevada - Las Vegas, 2010.
 - [53] A. A. Polliack, R. C. Sieh, D. D. Craig, S. Landsberger, D. R. McNeil, and E. Ayyappa, "Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 24, pp. 63-73, 2000.
 - [54] K. L. Shem, J. W. Breakey, and P. C. Werner, "Pressures at the Residual Limb-Socket Interface in Transtibial Amputees with Thigh Lacer-Slide Joints," *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 1998 | *American Academy of Orthotists & Prosthetists*, 1998. [Online]. Available: http://www.oandp.org/jpo/library/1998_03_051.asp. [Accessed: 29-Jan-2016].
 - [55] C. H. Y. Lai and C. W. P. Li-Tsang, "Validation of the Plance X System in measuring interface pressure generated by pressure garment," *Burns*, vol. 35, no. 6, pp. 845-851, 2009.
 - [56] S. J. Mihailov, "Fiber Bragg Grating Sensors for Harsh Environments," *Sensors*, vol. 12,

- no. 12, pp. 1898-1918, 2012.
- [57] National Instruments, “Fundamentos de detecção Óptica (FBG) - National Instruments,” 2011. [Online]. Available: <http://www.ni.com/white-paper/11821/pt/>. [Accessed: 07-Jan-2016].
- [58] B. Wang, “SOCAT: Socket Optimized for Comfort with Advanced Technology To substantially improve amputees’ comfort, functionality, gait and mobility, the SOCAT team is taking an entirely different approach to designing the next generation of prosthetic socket s.”
- [59] S. Billimoria, N. Mukherjee, A. Petrovskaya, and O. Khatib, “Tactile Sensors,” Stanford, California, 2008.
- [60] SENSOR PRODUCTS INC, *Tactilus® Contact Surface Pressure Mapping*. 2015.
- [61] SENSOR PRODUCTS INC, “Tactilus®,” *Tactilus| Compression Force Sensing Resistor (fsr) | Force Sensing Resistors | Force Sensing Resistors | Tactilus | Surface Pressure Indicator | Mapping | Force Sensing And Profiling*, 2016. [Online]. Available: <http://www.sensorprod.com/tactilus.php>. [Accessed: 14-Jan-2016].
- [62] Flexible Packaging, “Pressure-mapping system takes guesswork out of heat seals,” vol. 9, no. 9, United States, p. 56, 2007.
- [63] E. Mendes, A. Silva, R. Correia, C. Crisóstomo, F. Vaz, and J. Gabriel, “Book of Proceedings of the 12th European Congress of Thermology Porto, 2012, 5,” in *Book of Proceedings of the 12th European Congress of Thermology Porto, 2012, 5*, 2012, vol. 22, no. 3, pp. 99-104.
- [64] A. G. Cutti, P. Perego, M. C. Fusca, R. Sacchetti, and G. Andreoni, “Assessment of lower limb prosthesis through wearable sensors and thermography,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 3, pp. 5041-5055, 2014.
- [65] C. W. Radcliffe, “Functional considerations in the fitting of above-knee prostheses.,” *Artif. Limbs*, vol. 2, no. 1, pp. 35-60, 1955.
- [66] K. Hagberg and R. Brånemark, “Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: a survey of quality of life, prosthetic use and problems.,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 25, no. 3, pp. 186-194, 2001.
- [67] D. P. Araújo, “01/09/2010,” 2010.
- [68] Departamento de Engenharia Electrotécnica - Escola Superior de Tecnologia e Gestão do IPL, “MICROPROCESSADORES Tutorial - Módulo MSSP,” Leiria, 2010.
- [69] J. J. Kavanagh and H. B. Menz, “Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking,” *Gait Posture*, vol. 28, no. 1, pp. 1-15, 2008.
- [70] G. R. Plitnik, “Accelerometers,” *Salem Press Encyclopedia of Science*, 2015. [Online]. Available: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?sid=90753963-c785-4c38-934a-ddca4b95c538%40sessionmgr4002&vid=1&hid=4210&bdata=Jmxhbm9c9cHQtYnlmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZSZyZ29wZT1zaXRl#AN=89316860&db=ers>. [Accessed: 19-Apr-2016].
- [71] Analog Devices, “3-Axis, ± 2 g/ ± 4 g/ ± 8 g/ ± 16 g Digital Accelerometer ADXL345.” Analog Devices, 2009.
- [72] EVA LIN Electronics, “WS16 BME280 de Precisão 1.8 5 V I2C Digital Barométrica Sensor Altitude De Pressão Módulo De Temperatura E Umidade para Arduino NOVA em Conectores de Casa e Decoração no AliExpress.com | Alibaba Group.” [Online]. Available: <http://pt.aliexpress.com/item/1-Precision-BME280-1-8-5V-I2C-SPI-Digital-Barometric-Pressure-Altitude-Sensor-Temperature-Humidity-Module/32579500318.html?spm=2114.10010308.1000022.1.sPkmkM&isOrig=true#extend>.
- [73] Bosch Sensortec, “BME280.” [Online]. Available: https://www.bosch-sensortec.com/bst/products/all_products/bme280. [Accessed: 03-Jun-2016].
- [74] Tekscan, *FlexiForce® Sensors User Manual*. 2016.
- [75] TrossenRobotics, “8 Inch FlexiForce 0-1 lbs. Resistive Force Sensor.” [Online]. Available: <http://www.trossenrobotics.com/flexiforce-1lb-resistive-force-sensor.aspx>. [Accessed: 02-Jun-2016].
- [76] Phidgets, “Phidgets Inc. - 1120_0 - FlexiForce Adapter.” [Online]. Available: http://www.phidgets.com/products.php?product_id=1120.
- [77] Farnell, “DURACELL MN1604 Battery.” [Online]. Available: <http://pt.farnell.com/duracell/mn1604/battery-procell-pp3-9v->

- pk10/dp/249853?aa=true&ost=duracell&vw=&selectedCategoryId=&categoryId=700000004383&eq=N=203469+110130011+2024&Ntk=desc_pn&Ntt=duracell&Ntx=rel+gensearch_st.
- [78] F. J. Kottke and J. F. Lehmann, “Tratado de medicina física e reabilitação de Krusen,” in *Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen*, 4ª ed., São Paulo: Manole, 1994, pp. 1015-1058.
 - [79] K. E. S. Buikema and J. H. Meyerle, “Amputation stump: Privileged harbor for infections, tumors, and immune disorders,” *Clin. Dermatol.*, vol. 32, no. 5, pp. 670-677, 2014.
 - [80] E. C. Assumpção;, G. B. Pitta;, A. C. L. De Macedo;, G. B. De Mendonça;, L. C. A. De Albuquerque;, L. C. B. De Lyra;, R. M. Timbó;, and T. L. L. Buarque;, “Comparação dos fatores de risco para amputações maiores e menores em pacientes diabéticos de um Programa de Saúde da Família,” *J. Vasc. Bras.*, vol. 8, no. 2, pp. 133-138, 2009.
 - [81] “Centre of Mass,” *Biomechanics in prosthetic rehabilitation*. [Online]. Available: http://www.physio-pedia.com/Biomechanics_in_prosthetic_rehabilitation. [Accessed: 04-Feb-2016].
 - [82] C. L. Vaughan, B. L. Davis, and J. C. O’Connor, *The Three-Dimensional and Cyclic Nature of Gait*, 2nd ed. Western Cape, South Africa: Kiboho Publishers, 1999.
 - [83] Össur, “Liners and Sleeves,” 2016. [Online]. Available: <http://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/liners-and-sleeves>. [Accessed: 29-Jan-2016].
 - [84] J. M. Braga, “Prótese exoesquelética.” [Online]. Available: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAARRMAE/protese>. [Accessed: 29-Jan-2016].
 - [85] Ortopédica Pegadas, “Prótese Transfemoral.” [Online]. Available: http://www.ortopedicapegadas.com.br/produto.php?cod_produto=8148767. [Accessed: 21-Dec-2015].
 - [86] Ottobock, “Aqualine waterproof walking device— Ottobock.” [Online]. Available: <http://www.ottobock-export.com/en/prosthetics/lower-limb/solution-overview/aqualine/>. [Accessed: 17-Dec-2015].
 - [87] Novel.de, “pliance - prosthesis.” [Online]. Available: <http://www.novel.de/novelcontent/pliance/prosthesis>. [Accessed: 04-Jan-2016].
 - [88] Tekscan, “Force-Sensor-Construction.” [Online]. Available: https://www.tekscan.com/sites/default/files/images/photo/Force-Sensor-Construction_0.jpg.